

Untersuchungen zum
Stabilitätsverhalten
von Osteosynthesen
am Unterkiefer

Bernd Markert

Diss
München
1985



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554826_0066

Aus der Klinik und Poliklinik für Kieferchirurgie der
Universität München

Direktor: Professor Dr. Dr. D. Schlegel

Untersuchungen zum Stabilitätsverhalten von Osteosynthesen
am Unterkiefer

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät der
Ludwig Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von
Bernd Markert
aus
Aschaffenburg
1984

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. D. Schlegel

Mitberichterstatter:

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 26.2.1985

Inhaltsübersicht

	Seite
I. Einleitung	3
II. Literaturübersicht zur Kieferbruch- behandlung	5
1. Konservative Methoden	5
2. Operative Methoden	6
a) Drahtnaht	6
b) pin fixation	9
c) Knochenschrauben	12
d) Plattenosteosynthese	13
III. Problematik der Unterkieferfraktur	21
1. Frakturlokalisierung und Muskelkräfte	21
2. Biomechanik des Unterkiefers	22
3. Frakturheilung	25
IV. Problemstellung	29
V. Experimentelle Untersuchungen	31
1. Die untersuchten Osteosyntheseverfahren	31
a) Miniplatten nach Champy	31
b) Krallendrucknagel (Marknagel)	33
c) Kirschnerdraht	35
d) Perkutane Osteosynthese nach Becker (modifiziert)	35
e) Tölzer Knochenfixiergerät nach Viernstein	38
f) Monokortikale Drahtnahtosteo- synthese mittels Winkelbohrtechnik	39
2. Versuchsdurchführung	41
a) Biegeversuche	41
aa) Versuchsaufbau und Methode	41
ab) Meßwerte	45
ac) Besprechung der Ergebnisse	52
b) Torsionsversuche	61
ba) Versuchsaufbau und Methode	62
bb) Meßwerte	64
bc) Besprechung der Ergebnisse	69

	Seite
c) Zugversuche	76
ca) Versuchsaufbau und Methode	76
cb) Meßwerte	78
cc) Besprechung der Ergebnisse	82
d) Messung der Spaltbreite auf der osteosyntheseabgewandten Seite ohne Belastung	86
VI. Diskussion	88
VII. Schlußbetrachtung	102
VIII. Zusammenfassung	104
LITERATURVERZEICHNIS	I - XIV

I. Einleitung

Als Folge der stark zunehmenden Motorisierung sind in den letzten Jahrzehnten die Verkehrsunfälle angestiegen. Vermutlich infolge der höheren Geschwindigkeiten und des größeren Anteils von Zweiradfahrern führte dies auch prozentual zu einer erhöhten Zahl von Kiefer- und Gesichtsverletzten (Berthold, 8; Dieckmann, 20; Schwenzer, 90). Die Gurtpflicht und die Verbesserungen im Sicherheitsbereich konnten bisher nicht einschneidend die Zunahme an Kopfverletzungen mindern.

Mit einem Anteil von 71,4 % sind die Kopfverletzungen bei Verkehrsunfällen führend in der Statistik (Schwenzer, 90). Schuchardt, Schwenzer, Roth und Lentrodt nennen neben den Verkehrsunfällen (33,8 %) den Faustschlag (33,4 %) als Hauptursache für Kieferbrüche. Dazu kommen Betriebs- (11,6 %) und Sportverletzungen (2,5 %). 18 % fallen auf sonstige Ursachen (zitiert nach Krüger, 53).

Dieselben Autoren geben an, daß 57,9 % aller Gesichtsschädelfrakturen die Mandibula, 33,7 % das Mittelgesicht und 6,5 % Unterkiefer und Mittelgesicht betreffen. In neueren Untersuchungen nehmen allerdings die Mittelgesichtsfrakturen anteilmäßig gegenüber den Unterkieferfrakturen zu, somit auch der Verletzungsgrad (Schwenzer, 90; Steinhilber, 99 ; Berthold, 8; Dieckmann, 20; Wackerbauer, 103).

Parallel zu dieser Entwicklung veränderte sich auch das Bild der Behandlungsmethoden: Die operative Frakturversorgung mit ihren neuen, besonders auf die Kieferchirurgie abgestimmten Verfahren, gewinnt immer mehr an Bedeutung gegenüber der konservativ orthopädischen Kieferbruchbehandlung (Grasser, 37;

Krüger, 52; Spiessl, 97).

In jedem einzelnen Fall ist aber stets sorgfältig abzuwägen, mit welcher Methode das Behandlungsziel (ein funktionelles und ästhetisches Optimum) möglichst einfach und schnell zu erreichen ist (Dielert, 22).

II. Literaturübersicht zur Kieferbruchbehandlung

Schwenzer (90) definiert die Fraktur als eine "traumatische Kontinuitätstrennung des Knochens". Jede Behandlung hat als Ziel die Wiederherstellung von Form und Funktion der Kiefer- und Gesichtsteile (Spiessl, 94). Auch Allgöwer (1) stellt die "Restitutio ad integrum" an die erste Stelle jeder operativen Frakturbehandlung.

1. Konservative Methoden

Die Schienungs- und Verbandstechnik bei Extremitätenbrüchen konnten nicht in das komplizierte oro-faciale System übernommen werden, so daß früh neue Verfahren für die Funktionseinheit Unterkiefer/Oberkiefer entwickelt wurden. Von Vorteil ist, daß für die Mandibula der Oberkiefer ein natürliches Widerlager bildet.

Eine Einteilung in

- a) enorale Schienungen
- b) extraorale Schienungen
- c) kombinierte extra-enorale Verbände

ist üblich (Grasser, 37; Dieckmann, 20; Schwenzer, 90). Drahtligaturen, Drahtbögen und Drahtverbände mit Bändern gehören dabei ebenso zu den enoralen Systemen wie die wesentlich aufwendigeren Prothesenschienen, gegossenen Schienen und die Schienen aus selbsthärtendem Kunststoff (Grasser, 37; Schwenzer, 90).

Als Standardmethode in der Frakturbehandlung hat sich die 1956 eingeführte Drahtkunststoffschiene nach Schuchardt vielerorts bewährt (Grasser, 37).

In der Münchner Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten ist das Mittel der Wahl im ausreichend bezahnten Kiefer und bei fehlenden Kontraindikationen die individuelle Drahtkieferbruchschiene, die indirekt am Modell hergestellt wird. Bessere Paßgenauigkeit

erleichtert das Adaptieren und schont Zähne und Parodontium.

Zu den heute seltener gebräuchlichen extraoralen Schienungsmethoden zählen der Kopf-Kinnverband (Capistrum), die Gummikinn Schleuder und verschiedene Kopf-Gipsverbände (Schwenzer, 90).

Als bekanntestes kombiniertes extra-enorales Schienungsmittel gilt der "Hirschgeweih-Verband" (Grasser, 37).

Technischer Aufwand, Probleme bei Zahnlosen und bei Frakturen außerhalb der Zahnreihe, langsamer Heilungsverlauf, schlechte Mundhygiene, lange Arbeitsunfähigkeit, Sprechbehinderungen und verschiedene Kontraindikationen (Asthma, Epilepsie, etc.) sind die Nachteile der konservativen Methoden (Grasser, 37; Niederdellmann, 65; Schroll, 87; Schwenzer, 90). Zudem ist es unmöglich, die Forderung nach sofortiger und einzeitiger Behandlung von Polytraumatisierten zu erfüllen (Dielert, 22; Schroll, 87; Spiessl, 94, 97, 98).

2. Operative Methoden

a) Drahtnaht

Das älteste und einfachste operative Behandlungsverfahren ist die Drahtnahtosteosynthese.

Erste chirurgische Anwendungen am Unterkiefer in Form der Knochenumschlingung werden Baudens (1840) zugeschrieben (zitiert nach Dieckmann, 20; Grasser, 38). Die erste Drahtnaht geht auf Kinloch (49) und Hugh Thomas (101) zurück (1858 bzw. 1859). Andere Autoren (Renner, 76) nennen Kearney-Rodgers (47) als ersten, der sich damit beschäftigte (1826).

Die Operation erfolgte normalerweise von extraoral, in seltenen Fällen von enoral.

Trotz zum Teil guter Erfolge blieb die Knochen-

drahtnaht sehr umstritten., Zahlreiche Autoren berichten über Mißerfolge in Form von Zahnverletzungen, Osti-
tiden, Osteomyelitiden mit Sequestrierungen, Mal-
okklusion, Instabilität, Pseudarthrosen, Fistelungen
und Metallschädigungen (Grasser, 37, 38; Niederdell-
mann, 67; Reichenbach, 74; Renner, 76; Schwenzer,
89, 90, 92; Spiessl, 97).

Es ist daher verständlich, daß diese Form der Knochen-
bruchbehandlung viele erbitterte Gegner fand, so im
deutschsprachigen Raum Reichenbach, Axhausen, Bichel-
mayer und Ganser (zitiert nach Droege, 24; Esser, 27;
Renner, 76).

Eine Vielzahl der Mißerfolge wird allerdings auf
mangelnde Asepsis, fehlende Operationstechnik, un-
genügende Ruhigstellung und schlechtes Nahtmaterial
zurückgeführt (Renner, 76).

Die Entdeckung der Antibiotika, besseres Instru-
mentarium, genauere Indikationsstellung und die Ein-
führung besserer Materialien (rostfreier Stahl,
Vitallium, Tantal, etc.) ermöglichten letztendlich
doch eine weltweite Verbreitung und Anwendung der
Drahtnaht (Grasser, 37, 38; Niederdellmann, 65;
Renner, 76. Spiessl, 97).

In den letzten Jahren hat sich vor allem Schwenzer
(89, 90, 91, 92) mit der Problematik der Drahtnaht
befaßt.

Neben der Drahtnaht im eigentlichen Sinne (intra-
osseus wiring) findet die perimandibuläre Draht-
umschlingung (circumferential wiring) Anwendung.
Häufigste Indikation für diese der Cerclage bei
Extremitätenbrüchen entsprechenden Methode sind
die Unterkieferschrag- oder -diagonalbrüche.

Kombinationen von Drahtnaht und Drahtumschlingung
werden als Transcircumferential wiring bezeichnet
(Schwenzer, 90).

Das dritte Verfahren ist die Drahtaufhängung - entweder extern an Kopfverbänden oder intern-ossal am os frontale, os zygomaticum, unteren Orbitarand und um die apertura piriformis (Grasser, 38; Schwenzer, 90).

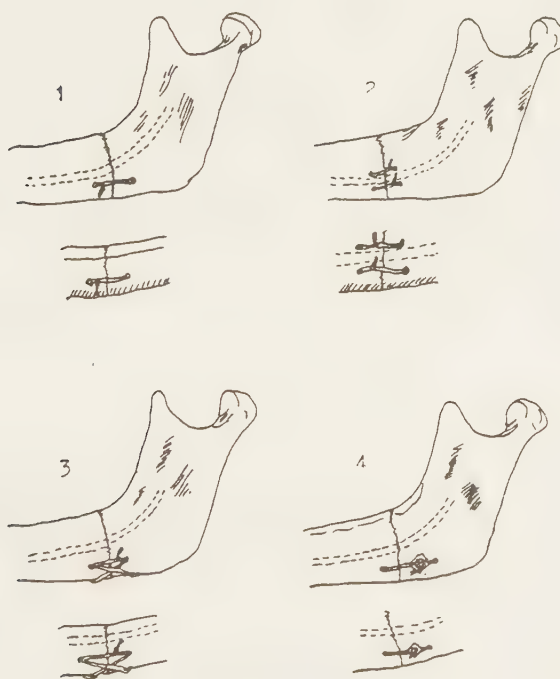


Abbildung 1: Beispiele für Drahtnahtosteosynthesen: einfache Naht (1), doppelte Naht (2), Achterligatur (3), Tölzer Drahtschloß (4); (nach Krüger, 53; Randzio, 70)

Bei den verschiedenen Drahtnahtosteosyntheseverfahren erweisen sich als stabilste Verbindungen die Parallelligatur und die Achterligatur kombiniert mit einer einfachen horizontal verlaufenden Naht (Schwenzer, 89, 91, 92). Eine deutliche Stabilitätsverbesserung bringt das Tölzer Drahtschloß, da der Schwachpunkt Verdrillungsstelle entfällt (siehe Abb. 1; Randzio, 70).

Als Indikation zur Drahtnaht im Unterkiefer nennt Schwenzer (90) allgemein die Fälle, bei denen dentale Schienungsverbände versagen, betont aber die Instabilität einer alleinigen Drahtverbindung, so daß immer eine zusätzliche intermaxilläre Ruhigstellung erforderlich ist.

b) Pin fixation

Bei der perkutanen Osteosynthese (external pin fixation, perkutanen Nagelung) werden Schrauben durch die Haut in die beiden Fragmente eingeführt und extraoral mittels Metallgestänge oder einer Kunststoffbrücke verbunden und fest fixiert. Diese heute durch die modernen Plattenosteosyntheseverfahren weitgehend verdrängte Methode wurde von Malgaigne (1840), Parkhill (1897), Lambotte (1907, 1913) und Anderson (1936) in der Extremitätenfrakturbehandlung verwendet und später von Ginestet (1934), Converse und Waknitz (1942) modifiziert auf die Kieferchirurgie als sog. "Frac-Sure-Appliance" übernommen (zitiert nach Grassner, 37, 38; Luhr, 57; Niederdellmann, 85; Schwenzer, 90, Spiessl, 94, 97).

Neben dem System der Roger-Anderson-Methode (Krüger, 53; Spiessl, 97) ist die Kunststoffbrücke nach Becker (5) das gebräuchlichste extraorale Nagelungsverfahren (Harnisch, 41; Luhr, 57; Spiessl, 97). Allen Systemen gemein ist, daß jedes Fragment mit mindestens zwei selbstschneidenden Schrauben, die durch die innere und äußere Kortikalis gehen, gefaßt wird.

Die Indikationen sind nach einer älteren Arbeit Spiessls (97) dislozierte Brüche des zahnlosen Unterkiefers und Defekt- bzw. Trümmerbrüche. Möglich ist auch die Anwendung bei Oberkiefer- und Jochbeinfrakturen. Die Methode der pin-fixation besitzt eine Reihe von Komplikationsmöglichkeiten. Neben der schwierigen, nicht unter Sicht durchführbaren Reposition der Fragmente (Gefahr der Weichteilinterposition) besteht eine erhöhte Infektionsgefahr um die Schrauben. Weitere Mängel sind: geringe Stabilität (langer Hebelarm), Gefahr der Nervverletzungen (n. facialis, n. mandibularis), Speichelfisteln, Nekrosen und Sequestrierungen (Krüger, 53; Luhr, 57; Spiessl, 97).

Wegen der mangelhaften Stabilität wird von einigen Autoren eine zusätzliche intermaxilläre Immobilisation empfohlen (Niederdehlmann, 65, Schwenzer, 90) und von Gabka (31) eine zusätzliche Drahtnaht. Auch Schlegel (83) lehnt die Verwendung der perkutanen Osteosynthese bei Transplantaten nahezu völlig ab und hält sie sonst nur für sinnvoll, "wenn die zu erwartende Knochen- bzw. Kallusbildung rascher eintreten wird als die Lockerung der Schrauben ...".

Als internal pin fixation (Drahtspickung, Marknagelung) wird das axiale Eintreiben eines "Nagels" in den Unterkiefer zur intramedullären Retention be-

zeichnet. Die Marknagelung geht zurück auf Küntscher (51). Niederdellmann (65) hält diese Methode mit Hinweis auf die Anatomie des Unterkiefers für nicht geeignet.

Die perkutane Osteosynthese mit Kirschnerdrähten wurde von Ipsen (45) eingeführt. Dabei werden mindestens zwei Drähte im Unterkiefer durch kleine Hautinzisionen axial in die beiden reponierten Fragmente eingebracht, sodaß eine Rotation vermieden wird.

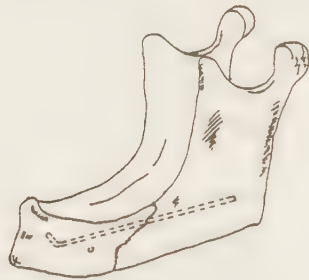
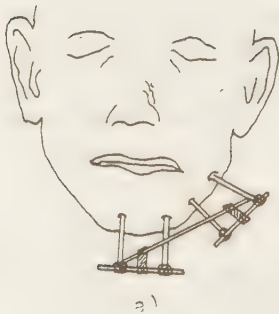


Abb. 2: Gegenüberstellung von external pin fixation (a) und internal pin fixation (b)

Auch bei der internal pin fixation bestehen die Gefahren einer Nerven- oder Zahnwurzelschädigung, so daß sie sich nicht durchsetzen konnte (Krüger, 53; Luhr, 57; Niederdellmann, 65; Spiessl, 97).

Fries (30) führte 1966 die offene axiale Markdrahtung mit Kirschnerdrähten in der Unterkiefer-

frakturbehandlung ein. Entscheidender Unterschied zur Marknagelung ist die operative Darstellung des Bruches und das Reponieren unter Sicht. Fries gibt als Vorteile bessere Reposition, ausreichende Retention bei zahnlosen Patienten, einfachere Entfernungen des Drahtes und geringere Patientenbelastung an. Bei bezahntem Kiefer empfiehlt er allerdings eine zusätzliche Immobilisation. Als Indikation gelten Frakturen bei zahnlosen Patienten, alten Menschen und Mehrfachbrüche (Fries, 30).

c) Knochenschrauben

Heiss und Grasser (37, 38) verwendeten 1961 Knochenschrauben aus homöoplastischem Material, die nach extraoraler Freilegung, Reposition und Fixierung in ein vorgebohrtes Gewinde eingedreht werden.

Lange Schrägbrüche im horizontalen und vertikalen Unterkieferast und vor allem Gelenkhalsfrakturen sind die Hauptindikationen (Grasser, 37, 38). Eine extraorale Ruhigstellung ist erforderlich.

Ein ähnliches Verfahren stellt die sogenannte Zugschraubenosteosynthese dar, bei der allerdings Metallschrauben (V_4AS) verwendet werden (Brons, 10; Krüger, 53), die mit dem Gewindeteil nur das vom Schraubenkopf abgewandte Fragment erfassen. Im approximalen Knochenteil befindet sich die Schraube in einer Gleitlochhülse. Krüger (53) nennt als Indikation nur extrem lange Schrägbrüche, die allerdings sehr selten im Unterkiefer vorkommen.

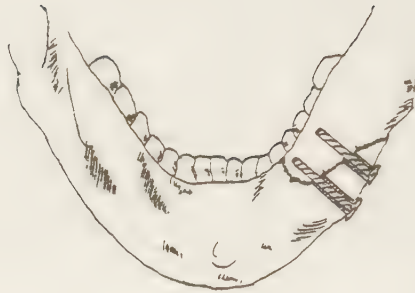


Abb. 3: Zugschraubenosteosynthese (Krüger, 53)

d) Plattenosteosynthese

Das Ziel jeder Frakturbehandlung, die stabile Osteosynthese mit sofortiger schmerzfreier postoperativer Mobilisation des Unterkiefers konnte mit allen bisher beschriebenen Osteosyntheseverfahren nicht erreicht werden. Die Verwendung von Osteosyntheseplatten hat den Behandler diesem Ziel einen großen Schritt nähergebracht (Allgöwer, 1; Champy, 14; Luhr, 57).

Die Vielfalt der Systeme und die Bedeutung der Platten in der heutigen operativen Kieferbruchbehandlung kann man an der großen Zahl der Veröffentlichungen zu diesem Thema in den letzten Jahren ablesen.

Die ersten Publikationen über die Plattenosteosynthese in Form einer vernickelten Stahlblechplatte im Jahre 1886 gehen auf Hansmann (39) zurück. Es folgen Lambotte (54) im Jahre 1907 und 1912 Sherman (93) mit Vanadiumplatten. Heute noch am bekanntesten ist die Lane'sche Platte (zitiert nach Niederdellmann (65)). Ebenso wie die Drahtosteosynthese war auch dieses Verfahren umstritten. Niederdellmann spricht von einer reinen "Adaptationsosteosynthese" - bedingt durch die runden Bohrlöcher mit zentrisch einge-

drehten Schrauben. An Komplikationen sah man: Gewebschäden infolge Korrosion, Pseudarthrosen durch zu geringe Stabilität und, nicht selten, eine Distraction der Fragmente mangels Kompression.

Nachdem man die Bedeutung des Druckes bei der Stabilisierung und Verheilung von Frakturen erkannt hatte, entwickelte man verschiedene Verfahren der Kompressionsosteosynthese (Allgöwer, 1; Bagby, 4; Champy, 14; Clark, 16; Friedenbergl, 29; Niederdehlmann, 65; Willenegger, 105).

Erstmals konnten im Jahre 1949 mit den Druckplatten nach Danis (19) die Fragmente unter Druck adaptiert werden, da sich in der Vorrichtung eine Spannschraube befand ("boapteur"). Die Entwicklung führte weiter zu selbstspannenden Druckplatten, deren Wirkungsprinzip auf der schiefen Ebene zwischen Schraube und Schraubenloch beruht. Da keine Spannvorrichtung erforderlich war, benötigte dieses System einen kleineren operativen Zugang (Niederdehlmann, 65).

Heute haben sich verschiedene Systeme der Plattenosteosynthese durchgesetzt. Nahezu alle greifen auf die Grundlagenforschung der Schweizer Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) zurück (gegründet von Müller, Allgöwer, Willenegger u.a. im Jahre 1963: in ihr sind Chirurgen, Orthopäden, Biologen und Metallurgen vereinigt (1)).

Auf dieser Basis entwickelten Spiessl (95) in Basel, sowie Schilli und Niederdehlmann (64, 65) in Freiburg modifizierte Osteosyntheseverfahren. Davon abweichend führte Luhr (56, 57) in Hamburg eine eigene Druckschraubenplatte ein und Champy (14, 15) erarbeitete in Straßburg auf der Basis von Michelet die Miniplatte.

Unter "Funktionsstabilität" verstehen Allgöwer (1) und Spiessl (94) die frühzeitige aktive und schmerzfreie Beanspruchung des frakturierten Unterkiefers ohne zusätzliche Belastung. Allgöwer, Perren u.a. (1)

entwickelten 1973 aufbauend auf der AO-Rundlochplatte die dynamische Kompressionsplatte (DCP). Mit Hilfe des sphärischen Gleitprinzips erzeugen die Schrauben in der Platte eine Druckkraft am Bruchspalt (Abb. 4). Das Material ist entweder rostfreier Stahl oder Titan.

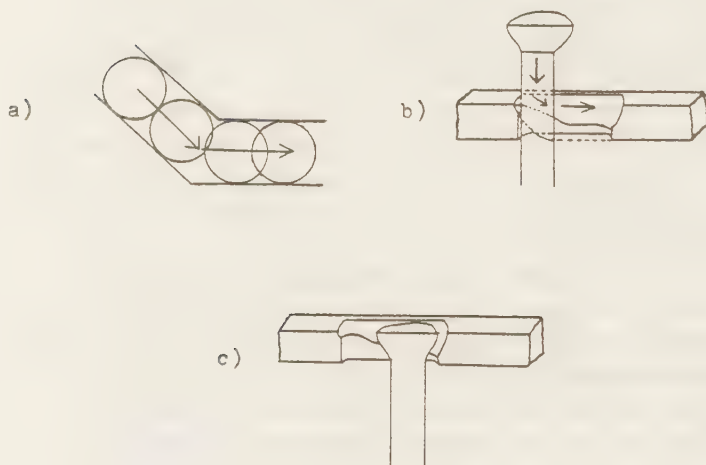


Abb. 4: Kugel-Gleitprinzip der AO-Dynamic-Compression-Plate (AO-DCP)

- a) Sphärisches Gleitprinzip mit zwei abgewinkelten Zylindern, dargestellt durch den Lauf einer Kugel.
- b) Exzentrisches Eindrehen der Schrauben am bruchspaltfernen Ende → horizontale Verschiebung der Fragmente

c) Schraube eingedreht

nach Allgöwer, Perren und Matter (1).

Spiessl verwendet zusätzlich zur Platte eine Zuggurtung (95) im bezahnten Kiefer. Er begründet dies mit den Zugkräften der 17 am Unterkiefer inserierenden Muskeln. So ist am Alveolarfortsatz eine Distraction des Bruchspaltes festzustellen und gegenüber am Unter- rand der Mandibula eine Kompressionswirkung. Dies ergaben zahlreiche biomechanische Untersuchungen am Unterkiefer (Claudi, 17; Marx, 59 Schmoker, 84).

Diesen Ergebnissen trägt Spiessl bei seinem Osteosyntheseverfahren Rechnung: Mittels einer Zuggurtungsschiene (z.B. Drahtkunststoffschiene nach Schuchardt) neutralisiert er die Kräfte der Mundöffnungs-muskulatur (Abb. 5). Im unbezahnten Kiefer verwendet Spiessl eine Drahtnaht, bzw. eine Platte am Alveolarfortsatz.

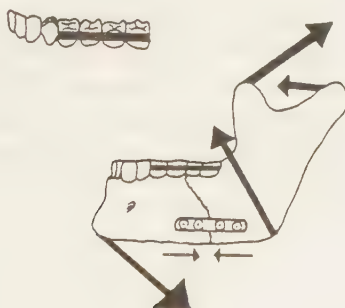


Abb. 5: Prinzip der Zuggurtungsschiene: Neutralisation der Zugkräfte am Alveolarrand des Unterkiefers (nach Spiessl, 97).

Ähnlich wie Spiessl sehen auch Niederdellman und Schilli (64, 65) die Biomechanik des Unterkiefers. Streng genommen wäre danach der beste Ort für die Anbringung einer Osteosyntheseplatte cranio-

lingual gelegen (Marx, 59). Im Hinblick auf die Anatomie ist dieser Ort im bezahnten Kiefer für eine Osteosynthese ungeeignet. Zahnwurzelverletzungen wären unvermeidbar.

Bei medianen Frakturen bietet sich aufgrund der Biegunskräfte zusätzlich der Unterkieferrand an (Marx, 59).

Trotz der ungünstigen Belastungsverhältnisse werden die meisten Osteosyntheseverfahren am bukkalen Unterkieferrand adaptiert. Von Vorteil ist dabei die dicke Compacta.

Um eine besondere Zuggurtung zu vermeiden, entwickelten Niederdehlmann und Schilli (64, 65) eine Zuggurtungsplatte aus V_4A -Stahl mit Winkelprofil. Die zwei fraktur-nahen Schrauben (DCP-Löcher) dienen der axialen Druckwirkung im Plattenbereich; die zwei fraktur-fernen lateralen Schraubenlöcher sind dagegen schräg angeordnet, so daß auch alveolär die beiden Fragmente unter Druck verbunden werden. Letztere stellen den eigentlichen Zuggurtungsteil der Platte dar. Das Profil ist L-förmig (Abb. 6).

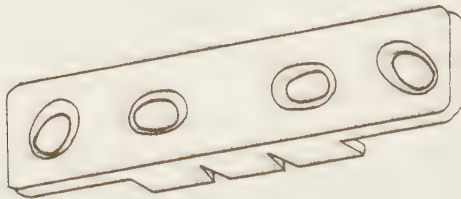


Abb. 6: Darstellung der Freiburger Zuggurtungsplatte mit zwei exzentrisch schräg angeordneten äußeren Schraubenlöchern und den beiden bruchspaltnahen DCP-Löchern. Zuerst werden die beiden mittleren Schraubenlöcher fixiert (horizontale Kompression), danach die äußeren (diagonale Kompression am alveolären Teil des Unterkiefers) (nach Niederdehlmann, 65).

Abweichend von den bisher beschriebenen Systemen konstruierte Luhr (57) 1969 die Hamburger Druckschraubenschiene (DSS). Die Platten aus Vitallium besitzen zwei runde bruchspaltferne Löcher und zwei bruchspaltnahe exzentrische, durch deren engere Außenseite vorgebohrt wird. Beim Eindrehen der Schrauben werden die Fragmente unter Druck adaptiert. Die äußeren Retentionsschrauben dienen lediglich zur Fixierung der Schienen. Um eine bessere Stabilität zu erreichen, umfaßt die Platte rinnenförmig den Unterkieferrand.

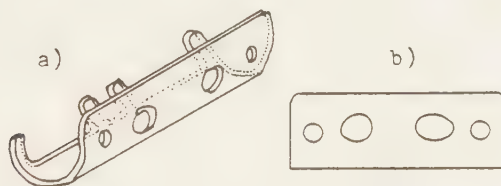


Abb. 7: Prinzip der Druckschraubenschiene (DSS)

a) Rinnenförmig gestaltete Platte aus Vitallium.

b) Ansicht der Platte von außen
(nach Luhr, 57).

Zur Behandlung von Mandibularfrakturen führte 1975 Champy (14) die Miniplatte nach der Technik von Michelet ein. Vorausgegangen waren mathematische und experimentelle Studien zur optimalen Lokalisation der Osteosynthese und zur Abstimmung des Materials auf die Biomechanik des Unterkiefers. Champy verwendet sehr zierliche Platten (deshalb Miniplatte) aus Innox (Chrom-Nickel-Molybdän-Legierung) mit einer Elastizitätsgrenze bei 900 N/qmm.

Besondere Merkmale seines Verfahrens sind das intra-orale operative Vorgehen, die Verwendung von mono-

kortikalen Schrauben (Länge: 6mm) und die Adaptation an der Basis des Alveolarfortsatzes nahe der idealen Osteosyntheselinie. Im Symphysenbereich werden zwei parallel verlaufende Platten appliziert, um die Torsionskräfte zu neutralisieren (Abb. 8).

Champy nennt als Vorteile: Exakte Adaptation der Fragmente, frühzeitige Wiederherstellung der Kaufunktion (Übungsstabilität), bessere Mundhygiene, keine Narben, Schonung des n.facialis bzw. n.alveolaris inferior, regelgerechte Okklusion und vor allem die Möglichkeit einer sofortigen Definitivversorgung ohne Vorarbeiten im Labor.

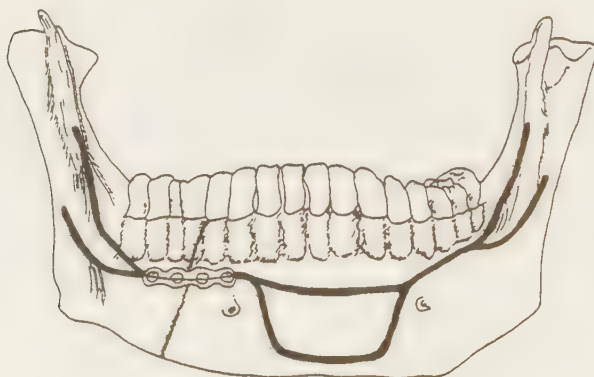


Abb. 8: Anbringung der Innos-Miniplatte an der idealen Osteosyntheselinie nach Champy (14).

Trotz der Gefahr einer Zahnwurzelschädigung hat sich diese Methode sehr verbreitet, wie auf der letzten Tagung der Arbeitsgemeinschaften für Kieferchirurgie und für Röntgenologie 1983 in Bad Homburg festzustellen ist: An der Kölner Klinik wird die Miniplattenosteosynthese nach Champy als Methode der Wahl bezeichnet. Sie verdrängte alle anderen Verfahren und

wurde 1980/81 in 81,2 % aller operativen Verfahren angewendet. Der verkürzte Krankenhausaufenthalt und die kürzere Arbeitsunfähigkeit des Patienten wird als Vorzug herausgehoben (Gerlach/Pape, 33). Die Ergebnisse von über tausend Miniplattenosteosynthesen sind durchweg positiv. Die Indikation ist dabei allerdings sehr weit gefaßt - alle Frakturen des horizontalen Unterkieferastes bei erwachsenen Patienten (Gerlach/Pape, 33). Als Nachteil bei allen Plattenosteosynthesen ist der zweite operative Eingriff zur Entnahme der Platten anzusehen (Allgöwer, 1; Champy, 14, 15 u.a.).

Ungeklärt ist noch die Frage, ob in jedem Fall eine regelgerechte Okklusion ohne zusätzliche Immobilisation zu erzielen ist (Rahn, 73).

III. Problematik der Unterkieferfraktur

1. Frakturlokalisation und Muskelkräfte

Im Hinblick auf die Behandlung ist von entscheidender Bedeutung der Ort des Unterkieferbruchs. Schwenzer (90) teilt die Frakturen folgendermaßen ein:

- a) Bruch des corpus mandibulae mit processus alveolaris vor dem letzten vorhandenen Zahn.
- b) Bruch des corpus mandibulae hinter dem letzten vorhandenen Zahn.
- c) Bruch des zahnlosen oder gering bezahnten Kiefers.
- d) Bruch des angulus mandibulae (Kieferwinkelbereich).
- e) Bruch des ramus ascendens und des processus muscularis.
- f) Bruch des Kiefergelenkes.

Hinzu kommen noch Alveolarfortsatzfrakturen, Aussprengungen und Trümmerbrüche.

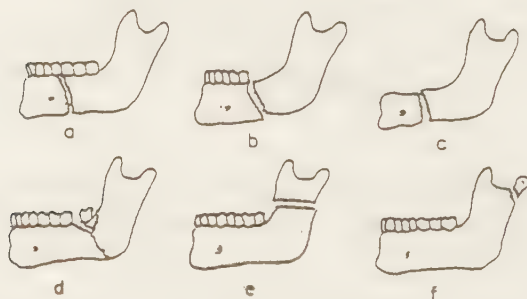


Abb. 9: Darstellung der verschiedenen Bruchlokalisationen (nach Schwenzer, 90).

Je nach Frakturlinienverlauf kommt es zu unterschiedlich starken Dislokationen der Fragmente durch die inserierenden Muskeln (Spiessl, 95).



Abb. 10: Die vier Hauptzugrichtungen der Mundöffner und -schließer nach Spiessl (95).

2. Biomechanik des Unterkiefers

Die Kenntnis der Biomechanik ist für die Osteosynthese und damit auch den Behandlungserfolg von ausschlaggebender Bedeutung. Zahlreiche Behandler beschäftigten sich mit diesem Thema (Küntscher, 51; Marx, 59; Perren, 67; Rahn, 72, 73). Schon 1940 verlangte Pauwels (zitiert nach Niederdellmann, 65), die Osteosynthese dort anzubringen, wo maximal wirkende muskuläre Zugkräfte sind, um eine Ruhigstellung der Fragmente zu erreichen. Auch Rahn und Prein (72) fordern, die interfragmentären Bewegungen auszuschalten. Dies gelingt, je nach Behandlungsmethode, unterschiedlich gut. Um die Wirksamkeit der Kräfte an einer versorgten Unterkieferfraktur darstellen zu können, entwickelte Rahn folgendes Modell (Abb. 11).

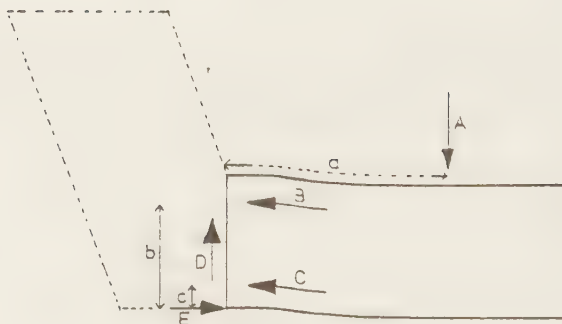


Abb. 11: Darstellung der an einer Osteosynthese wirkenden Kräfte: A = Beißkraft; a = Hebelarm; B und C = durch Osteosynthesemittel erzeugten Kräfte an der Frakturstelle; b und c = der Dislokation entgegenwirkender Hebelarm; D und E = Ersatzkräfte - tangential (Reibung) und senkrecht (Druck);

Je nach Länge des Hebelarmes a kommt der Reibung D oder dem Druck E mehr Bedeutung zu. Dabei gilt:

die Osteosynthese ist stabil, wenn $A \times a < B \times b + C \times c$
 die Osteosynthese ist unstabil, wenn $A \times a > B \times b + C \times c$
 (nach Rahn, 72).

Bei der Bestimmung der Beißkraft ergab sich folgendes: Je nach Hebelarm (Ort der Osteosynthese - Kraftangriffspunkt) und Osteosyntheseverfahren wird die Belastung durch den Knochen (stabil) oder durch das Osteosynthesemittel (unstabil) limitiert. So zeigte sich bei den Messungen mit dem zweidimensionalen Modell eine ausreichende Stabilität bei AO-Platten, aber nicht bei Drahtnähten, so daß bei letzteren immer eine zusätzliche Immobilisation gefordert wird (Rahn, 72; Schwenzer, 89, 90, 91 u.a.).

Neben diesen zweidimensionalen Modellen ist es unerläßlich, auch die dritte Dimension der Unterkieferosteosynthese zu berücksichtigen (Hoffmeister, 44; Scharf, 78'). Vor allem bei Medianfrakturen des Unterkiefers, aber auch im Seitenzahnggebiet, führt die linguale Spaltbildung nach dem Adaptieren der Osteosynthese zur Aufbiegung der Mandibula und somit zu Okklusionsverschiebungen und zu Veränderungen im Kiefergelenk (Hoffmeister, 44; Scharf, 78; Schmoker, 85).

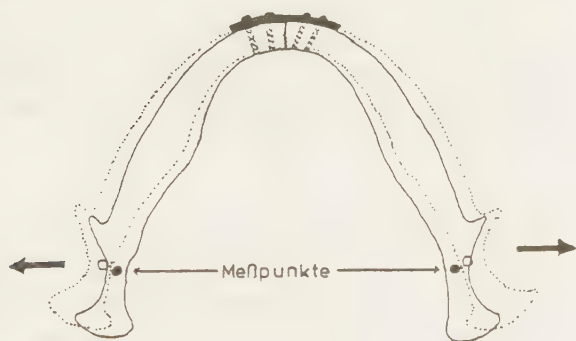


Abb. 12: Beim Adaptieren der Osteosynthese kommt es zur lingualen Spaltbildung und zu Verlagerungen der Kondylen (nach Hoffmeister, 44).

Zur Vermeidung dieser Folgen geben Hoffmeister (44) und Schilli (81) die Empfehlung zum Überbiegen der Platten um ca. 2 mm und zur Verwendung konvergierender Schrauben. Zusätzlich ist eine Unterfütterung der Platten mit Knochenzement zur besseren Adaptation sinnvoll (Niederdehlmann, 65; Schargus, 79; Schilli, 81).

Nach anderen Autoren ist das Problem der exakten Okklusionsrekonstruktion, bzw. -einstellung bei den funktions- und übungsstabilen Osteosynthesen im teil- und vollbezahnten Gebiß noch nicht gelöst (Schmoker, 85 ; Spiessl, 96 ; u.a.). Trotz dieser Schwierigkeiten mit der Okklusionseinstellung wird im Allgemeinen bei der Plattenosteosynthese eine zusätzliche intermaxilläre Ruhigstellung nicht für nötig gehalten (Allgöwer, 1; Champy, 14; u.a.). Lediglich intra operationem wird die Okklusion mittels Schienenverbänden und intermaxillärer Verschnürung eingestellt. Zweifellos ist das Okklusionsproblem am Anfang der Entwicklung einer funktionsstabilen Osteosynthese hinter dem Ziel einer vollkommenen Ruhigstellung der Fragmente zurückgetreten. Schließlich ist die stabile Immobilisation der Fragmente entscheidend für die knöcherne Ausheilung der Fraktur.

3. Frakturheilung

Als Knochenbruchheilung wird die knöcherne Vereinigung mit Konsolidierung der Bruchenden bezeichnet (Krüger, 53). Man unterscheidet zwischen einer primären Knochenheilung mit direktem Umbau der Havers'schen Systeme und einer sekundären Frakturheilung mit Kallusbildung.

Zur sekundären Knochenheilung kommt es in Folge mangelnder Ruhigstellung der Fragmente. Als erstes sichtbares Zeichen auf eine Schädigung des Knochens bildet sich um den Frakturspalt ein Hämatom und ein Ödem. Die Organisation des Hämatoms beginnt bereits nach wenigen Stunden. Nach ein paar Tagen wird das Fibrin durch Granulationsgewebe ersetzt. Die darauffolgende Faserknorpelphase richtet sich in ihrem Ausmaß nach der Dislokation der Fragmente sowie der Defektgröße. Bei großem Bruchspalt wird ähnlich der embryonalen Osteogenese eine Bindegewebs- und Faserknorpelmatrix gebildet. Der neue Knochen entsteht durch periostale

und endostale Ausdehnung der äußeren und inneren Flächen dieses Gerüsts. Nach der knöchernen Vereinigung wird der neugebildete Knochen umgebaut und reorganisiert - Überschüsse werden abgebaut. Das gesamte Binde- und Knorpelgewebe wird als Kallus bezeichnet. Mit dieser Spontanheilung unter Kallusbildung (Umwegsdifferenzierung) erreicht die Natur eine Ruhigstellung des Frakturgebietes. Die sekundäre Frakturheilung ist nahezu identisch mit der fetalen und postnatalen Osteogenese (Schenk, 80).

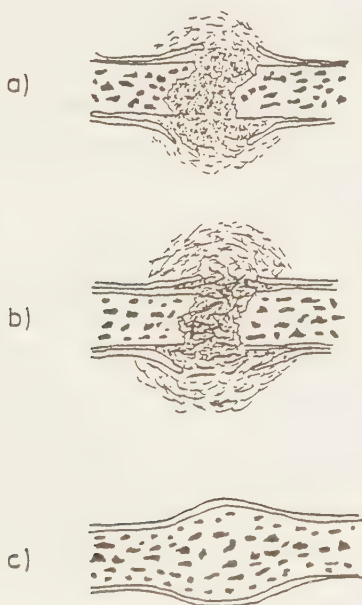


Abb. 13: Sekundäre Knochenheilung mit interfragmentärer Resorption und Kallusbildung

- a) Hämatom
- b) Knorpel- und Bindegewebe (Kallus)
- c) Umbau zu lamellären Knochen

(nach Krüger, 53).

Erreicht man bei der Frakturbehandlung eine Ausschaltung sämtlicher Mikrobewegungen, kommt es zur primären Ossifikation (Bagby, 4; Danis, 19; Schenk, 80; u.a.). Auffälliges Charakteristikum dieser Heilungsart ist das Fehlen eines periostalen und endostalen Frakturkallus (Danis, 19) auf dem Röntgenbild. Das histologische Äquivalent, ein Ausbleiben der bindegewebigen und knorpeligen Überbrückung des Bruchspaltes, beschreiben zum ersten Mal 1962 Schenk und Willenegger (105). Grundsätzlich unterscheidet man zwischen Spalt- und Kontaktheilung. In der ersten Phase der Spaltheilung kommt es zur Kapillareinsprossung aus periostalen und endostalen Gefäßen und zur Differenzierung perivaskulärer Zellen zu Osteoblasten. Mit der knöchernen Überbrückung des Frakturspaltes (nach drei bis vier Wochen) ist die Spaltlinie verschwunden, aber die Heilung noch nicht abgeschlossen. Es folgt in der zweiten Phase eine Aktivierung des intrakortikalen Havers'schen Umbaus: nekrotische Teile werden ersetzt, Resorptionskanäle (cutter cones = Osteoklastenstaffel) in der Längsrichtung des Knochens und durch den ehemaligen Bruchspalt, dienen als Basis für neue Osteone (Schenk, 80).

Unter direktem Kontakt der Fragmente tritt die Kontaktheilung ein, die in ihrem Verlauf mit der zweiten Phase der Spaltheilung identisch ist. Es kommt nicht zur osteoklastischen Ausweitung des Frakturspaltes, sondern sofort zum longitudinalen Havers'schen Umbau.

Wichtige Voraussetzungen für die primäre Ossifikation sind nach Schenk (80):

- gute Vaskularisation
- exakte anatomische Reposition
- und stabile Fixierung der Fragmente.

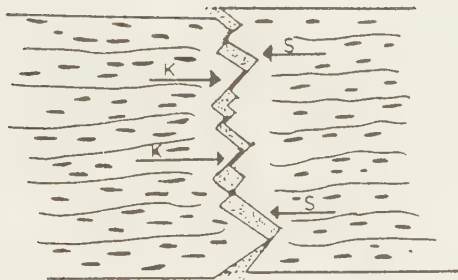


Abb. 14: Spalt(S)- und Kontaktheilung (K)
 (bedingt durch unterschiedlich gute Adaptation bzw. Verzahnung im Mikrobereich)
 (nach Luhr, 58).

Neuere Untersuchungen (Rahn, 72) ergaben als Toleranzbreite für die Primärheilung eine maximale 2 %ige Gewebsdehnung. Welche Form der Heilung abläuft, ob sekundäre, Spalt- oder Kontaktheilung, ist abhängig von der interfragmentären Dehnung, die ein Maß der mechanischen Unruhe zwischen den beiden Bruchenden darstellen.

Vorteile der primären Ossifikation sind die verkürzte Konsolidierungsphase, kürzere Hospitalisierungsdauer und Arbeitsunfähigkeit. Am Beispiel der Unterkieferfraktur läßt sich so eine frühere Übungsstabilität und Verkürzung der intermaxillären Ruhigstellung erzielen.

IV. Problemstellung

Ob konservativ-prothetische oder operativ-chirurgische Behandlungsmaßnahmen gewählt werden - beide dienen zur Ruhigstellung der Knochenfragmente. Die mechanische Belastbarkeit des Knochens nach einer Osteosynthese kann sehr unterschiedlich sein - je nachdem welche Fraktur und welches Osteosyntheseverfahren vorliegt. Funktionsstabil, bewegungsstabil und Übungsstabil sind die wichtigsten Begriffe, die in diesem Zusammenhang genannt werden. Nachdem sich Schwenzer (89, 90) mit den mechanischen Eigenschaften der Drahtnahtosteosynthese beschäftigt hatte, untersuchte Luhr (56, 57) andere wichtige Osteosyntheseverbindungen. Er sieht die "Funktionsstabilität" als gegeben an, wenn der Patient sofort nach dem operativen Eingriff den Unterkiefer frei bewegen kann, weiche Kost aufnehmen kann und in der Sprachfunktion nicht behindert ist. Champy (14, 15) bezeichnet die von ihm entwickelten Miniplatten als "Übungsstabil" und geht lediglich von einer sofortigen Mundöffnungsmöglichkeit aus. Belastung durch die Nahrungsaufnahme sollte erst nach einigen Tagen erfolgen. Man kann hier auch von "Bewegungsstabilität" sprechen.

Einigkeit herrscht über die unzureichende Stabilität der Drahtnahtosteosynthese. Sie muß deshalb immer mit einer intermaxillären Immobilisation kombiniert werden (Schwenzer, 89, 90; u.a.). Über die Methoden der external und internal pin fixation und den Knochenschrauben gibt es keine einheitliche Meinung bezüglich der Funktionsstabilität (Fries, 30; Niederdellmann, 65; u.a.).

Den verschiedenen Plattenosteosynthesen wird eine Funktions- bzw. Übungsstabilität zugeschrieben (Luhr, 57; u.a.).

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung besteht darin, die mechanische Belastbarkeit neuerer Osteosynthesetechniken im Kieferbereich, von denen noch keine entsprechenden Daten vorliegen, in vitro zu ermitteln. Diese Meßergebnisse geben dem Kliniker Hinweise darauf, inwieweit die operativ

versorgte Fraktur postoperativ funktionellen Belastungszuständen ausgesetzt werden kann. Auch das Ausmaß der Fragmentverschiebung unter Krafteinwirkung ist von Interesse. Wir wissen, daß bereits geringfügige Verlagerungen der zahntragenden Kieferteile zu erheblichen Okklusionsstörungen mit destruktiven Folgen für das gesamte orofaciale System führen können. Die Aufbiegung des Frakturspaltes unter Lasteinwirkung ist ein wichtiges Maß für die räumliche Verlagerung der Zähne und der Kiefergelenkköpfchen. Auch wenn quantitative Angaben zu diesen Fragen lediglich im Modellversuch gewonnen werden, sind sie dennoch bedeutsame Kriterien bei der Entscheidung, ob nach einer osteosynthetischen Frakturversorgung eine intermaxilläre Immobilisation erforderlich ist oder nicht!

V. Experimentelle Untersuchungen

1. Die untersuchten Osteosyntheseverfahren

Die Osteosyntheseverbindungen lassen sich nach ihrer technischen Konstruktion bzw. dem Ort der Anwendung in vier Gruppen unterteilen:

- Plattenverbindungen: Vierlochplatte nach Champy
Sechsllochplatte nach Champy
- intramedulläre Verfahren: Kirschnerdraht
Krallendrucknagel
- external pin fixation: Perkutane Osteosynthese
nach Becker
Tölzer Knochenfixiergerät
nach Viernstein
- Drahtosteosynthesen: Monokortikale Drahtnaht
(Winkelbohrtechnik).

Die Belastungsprüfungen erfolgen an genormten Kunststoffprüfkörpern (Beschreibung s.u.), die durch eines der genannten Osteosyntheseverfahren verbunden werden.

a) Miniplatte nach Champy

Es werden die handelsüblichen Platten (*) in der wohl am häufigsten angewendeten Form , der Sechslloch- und der Vierloch-Ausführung, geprüft. Die Plazierung der Platten an den Kunststoffprüfkörpern geht aus der Abbildung 15 hervor. Tabelle 1 nennt weitere technische Daten.

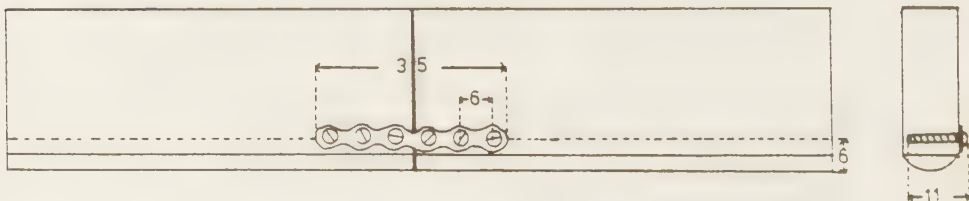


Abb. 15: Schematische Darstellung der adaptierten Sechsllochplatte n. Champy an Kunststoffprüfkörpern.

(*) Hersteller: Fa. Synthes, Freiburg-Umkirch

Tabelle 1: Technische Daten der Miniplatten nach Champy.

Schraubendurchmesser: 1,5 mm

Schraubenlänge: 11 mm

Drehmoment der Schrauben: 3 cmkp

Länge Sechsllochplatte: 35 mm

Länge Vierlochplatte: 23 mm

Material: Innox-Stahl (Chrom-Nickel-Molybdän Legierung)



Abb. 16: Zwei mögliche Anwendungen der Miniplatten n. Champy dargestellt an der Leichenmandibula (eingezeichnet ist die ideale Osteosyntheselinie).

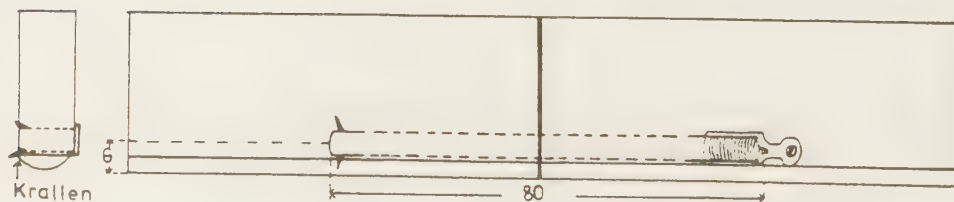
b) Krallendrucknagel (*)

Die Vorbohrung erfolgt wie bei der Champy-Miniplatte 6 mm vom unteren Rand in einem Winkel von 10° Richtung "Frakturspalt": im Bereich des Bruchspalts sollte sich der Nagel im Markraum der Mandibula befinden. Mittels eines Spezialinstruments werden die Krallen im Markraum ausgefahren. Nachdem auf diese Weise ein Nagelende im Fragment fixiert ist, wird die Druckschraube am anderen Nagelende angezogen, so daß auf den Bruchspalt ein Kompressionsdruck ausgeübt wird. Durch eine zusätzliche Kontermutter wird die Kompressionsschraube gegen Selbstlösung gesichert. Eine monokortikal angebrachte Blechlasche verhindert Rotationsbewegungen im Bereich der Druckschraube. Theoretisch ergibt sich eine äußerst stabile Form der Kompressionsosteosynthese, die aufgrund der intramedullären Lokalisation keine oder nur eine geringe Deperiostierung im Druckbereich erfordert.

Die Entfernung des Nagels ist über eine kleine Inzision möglich. Nach Lösung der Laschenschraube und der Schraubenmutter werden die Krallen eingezogen. Anschließend läßt sich der Nagel leicht herausziehen.



Ansicht von unten



Ansicht von der Seite

Abb. 17: Lokalisation des Krallendrucknagels in den Kunststoffprüfkörpern.

(*) Hersteller: Fa. Chir. Mechanik G. Dawidowski, Schützenstr. 15,
D 8170 Bad Tölz

Tabelle 2: Technische Daten des Krallendrucknagels.

Marknagellänge: 80 mm

Marknageldurchmesser: 4 mm

Durchmesser der Vorbohrung: 4 mm

Senkung: 7 mm

Winkel der Bohrung: 10°

Material: Eisen-Chrom-Nickel-Titan-
Mangan-Leg. (DIN 4571)

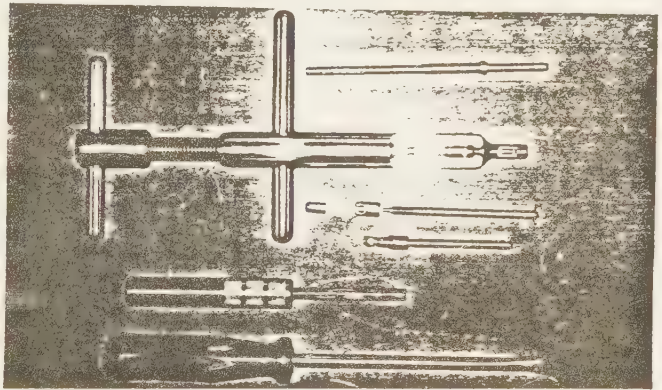


Abb. 18: Krallendrucknagel und Instrumentarium zur Eingliederung.



Abb. 19: Eingesetzter Marknagel in Leichenmandibula.

c) Kirschnerdraht

Zur Anwendung kommt ein handelsüblicher Kirschnerdraht von 2 mm $\emptyset$. (Daten siehe Tabelle 3).

6 mm vom Unterkieferrand wird der Kirschnerdraht achsial in die Vorbohrung eingebracht.

In der Klinik werden die "Drähte" zur perkutanen Drahtung oder als Transfixationsmethode verwendet. Der Versuch entspricht der achsialen Einbringung des Kirschnerdrahtes in den Unterkiefermarkraum, wie sie Fries (30) 1966 als Markdrahtung beschrieben hat.

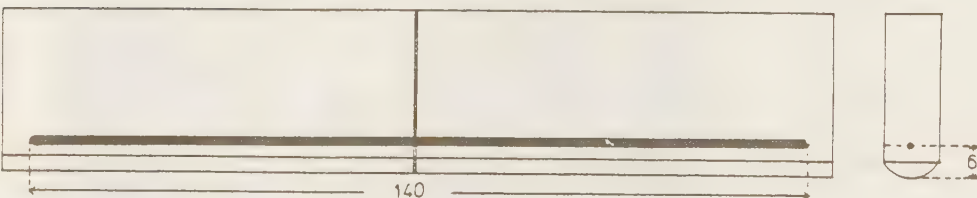


Abb. 20: Schema der Versuchssituation.

Tabelle 3: Technische Daten des Kirschnerdrahtes.

Durchmesser: 2 mm

Länge: 14 mm

Vorbohrung: 1,8 mm

Material: nicht rostender Stahl
(DIN 17443)

d) Perkutane Osteosynthese nach Becker (modifiziert)

Dieses seit über 20 Jahren bekannte Schienungsverfahren ist bei zahlreichen Autoren beschrieben (Becker, 5; Harnisch, 41; Mayer, 64; Oertel, 70).

In der Münchner Kieferchirurgie wird die Kunststoffbrücke durch einen Plexiglasbügel ersetzt. In den darin vorgebohrten Löchern werden die vier 55 mm langen Schrauben mit Kaltpolymerisat fixiert, nachdem sie mit einem Drillbohrer in die Prüfkörper eingebracht worden sind. (Abb. 21). Der Abstand Prüfkörper / Kunststoffbügel beträgt 15 mm.

Der Vorteil dieser Methode besteht in der besseren Adaptation der Fragmente infolge der geringeren Kontraktion, bedingt durch die minimale Kunststoffmenge.

In der klinischen Anwendung wird mittels einer Stichinzision in die Haut eingegangen und das Periost abgeschoben. Mindestens zwei Schrauben je Fragment werden eingebracht. Nach Reposition des Bruches, die in der Regel blind erfolgen muß, werden die Schraubstifte mit einer Kunststoffbrücke oder einem Plexiglasstab verbunden.

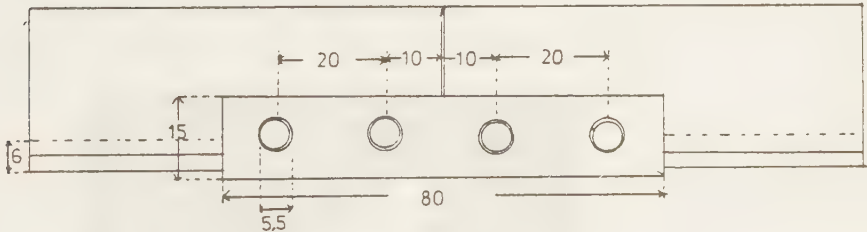


Abb. 21: Versuchsdarstellung der modifizierten Becker-Osteosynthese.

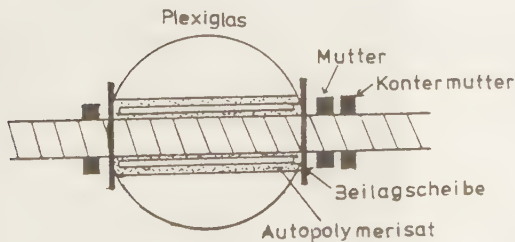


Abb. 22: Vergrößerte Darstellung der Schraubenfixation im Plexiglassteg.

Tabelle 4: Technische Daten der modifizierten
Becker-Schiene.

Schraubendurchmesser: 3 mm

Schraubenlänge: 55 mm

Durchmesser des Kunststoffbügels
(Plexiglas) : 15 mm

Länge des Kunststoffbügels: 80 mm

Vorbohrung im Bügel: 5,5 mm

Vorbohrung im Prüfkörper: 2,8 mm

Kaltpolymerisat (Fa. Kulzer) zur
Fixation der Schrauben im Plexiglas-
bügel

Schraubenmaterial: Chrom-Nickel-Vanadi-
um-Leg. (SMO)

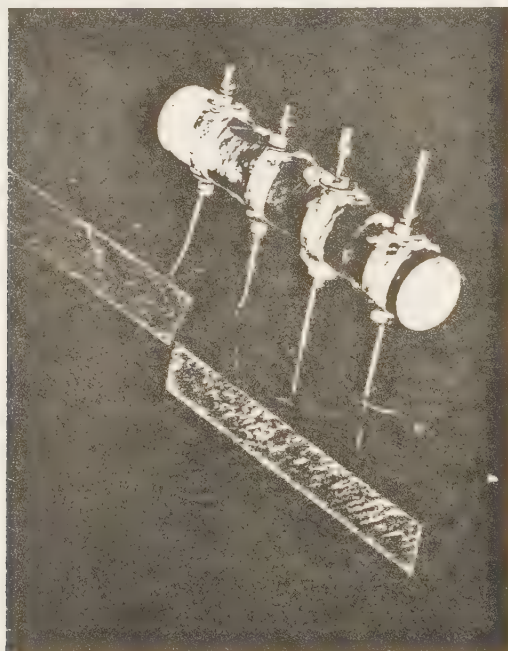


Abb. 23: Das Photo zeigt die modifizierte Becker-
Osteosynthese am Prüfkörper (nach Torsions-
Versuch).

e) Tölzer Knochenfixiergerät nach Viernstein(*)

Das Verfahren ist vergleichbar der perkutanen Osteosynthese nach Becker, wobei hier allerdings lediglich zwei selbstschneidende Schrauben zur Fixation verwendet werden und der Verbindungssteg aus einem Metallbügel mit zwei Klemmschrauben besteht. Nachdem die Schrauben in den Fragmenten verankert sind und über den Metallbügel verbunden sind, wird über ein spezielles Spanngerät Druck auf den Frakturspalt ausgeübt. Gleichzeitig wird die Fixationsschraube des Verbindungsbügels arretiert, so daß auch nach Abnahme des Spanngerätes der Kompressionsdruck erhalten bleibt.

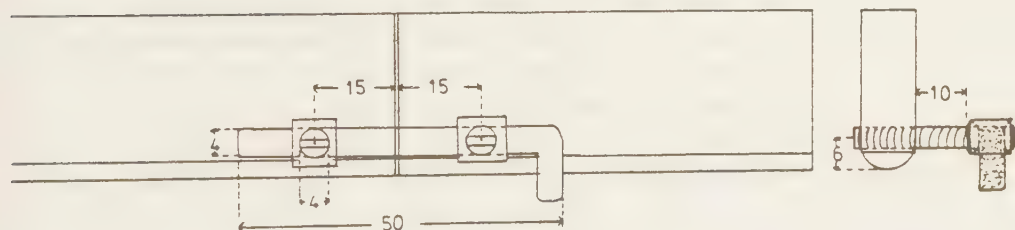


Abb. 24: Zeichnerische Darstellung der Tölzer Osteosynthese im Versuch.

Tabelle 5: Technische Daten des Tölzer Knochenfixiergerätes nach Viernstein.

Schraubenlänge: 30 mm

Schraubendurchmesser: 4 mm

Drehmoment der Spannschraube: 5 cmkp

Metallbügellänge: 50 mm

Material: Chrom-Nickel-Vanadium-Leg.
(SMC)

(*) Hersteller: Chir. Mechanik G. Dawidowski,
Schützenstr. 15, D 8170 Bad Tölz

f) Monokortikale Drahtnahtosteosynthese mittels Winkelbohrtechnik(*).

Entsprechend Abb. 26 wird mit Hilfe der Bohrschablone ein Schenkel der Winkelbohrung vorgebohrt. Die Schablone läßt sich dazu mit einem Paßstift genau am Ort fixieren. Danach wird der zweite Schenkel gebohrt.

Die monokortikale Drahtnaht erfordert beiderseits vom Bruchspalt eine Winkelbohrung von ca. 3 mm Tiefe, durch die eine Drahtligatur gezogen wird (Abb. 25). Der Bohrungswinkel von 120° ist so bemessen, daß sich ein Faden mit einer entsprechenden Halbrundnadel leicht durch den Kanal fädeln läßt; ein Draht muß halbkreisförmig vorgebogen werden. Nach Reposition der Fraktur wird der Draht verdreht, und das Drahtende an die Knochenoberfläche oder in das Bohrloch gedrückt.

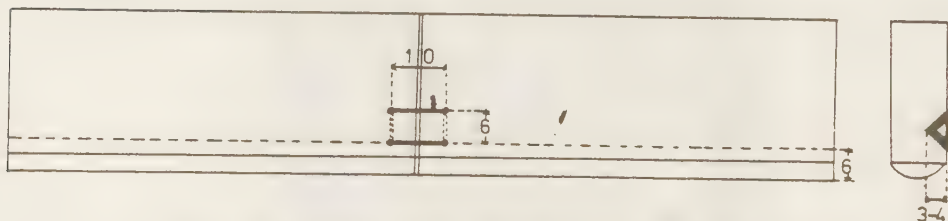


Abb. 25: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.

Tabelle 6: Technische Daten der monokortikalen Drahtnaht.

Drahtdurchmesser: 0,5 mm
 Winkel der Bohrhülsen: 120°
 Durchmesser der Bohrung: 2 mm
 Tiefe der Bohrung: 3 - 4 mm
 Material: CrNi-Stahl

(*) Hersteller: Chir. Mechanik G. Dawidowski,
 Schützenstr. 15, D 8170 Tölz

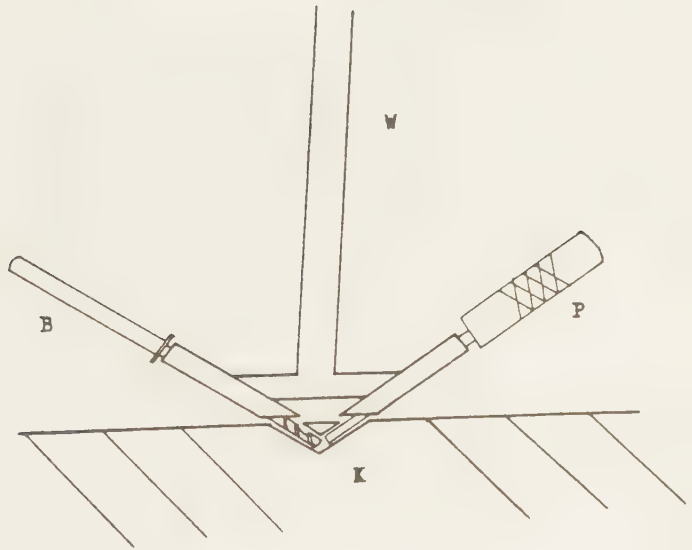


Abb. 26: Zeichnerische Darstellung der Winkelbohrtechnik: Der vorgebohrte rechte Schenkel ist mit einem Paßstift fixiert. Bohrung des linken Schenkels. (W= Winkelbohrschablone; P= Paßstift; B= Spiralbohrer; K= Knochen).

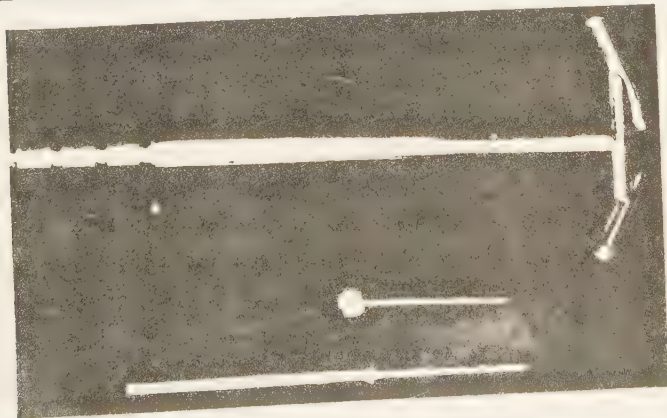


Abb. 27: Das Photo zeigt den Winkelbohrgeratesatz.

2. Versuchsdurchführung

a) Biegeversuche

aa) Versuchsaufbau und Methode

Die verwendeten Kunststoffprüfkörper (genormt: PVC-hart DIN 16927) haben eine Länge von 75 mm, eine Höhe von 30 mm und eine Dicke von 10 mm. Sie werden an der unteren Längskante mit einem 6 mm Radius rundgefräst. Zwei mit dem jeweiligen Osteosyntheseverfahren verbundene Prüfkörper ruhen auf zwei Stützrollen und werden in der Mitte durch eine Einzeldruckrolle belastet (Abb. 28). An der gegenüberliegenden Längskante der Prüfkörper wird die Spaltbreite als Maß für die Stabilität der Verbindung, mittels Füllehre und Lupenmaßstab (Meßgenauigkeit: 0,05 mm) gemessen. Am geeichten Ringkragtmesser (T 774 (*)) wird die durch eine Druckspindel erzeugte Kraft (N) abgelesen. (Abb. 29). In dem Bereich 0-500 N wird die Last in Stufen von 20 N, darüber in Stufen von 50 N gesteigert. Der Belastungsversuch ist beendet, wenn die Osteosyntheseverbindung zerstört ist, oder der Kunststoffprüfkörper infolge Abknickung auf der Unterlage anstößt, so daß er nicht mehr auf den Stützrollen abgestützt ist. Die Messungen werden in der Regel dreimal wiederholt.

Die Längsachse des Osteosynthesematerials befindet sich stets 6 mm vom rundgefrästen Rand entfernt; sie ist im Prüfkörper exzentrisch angeordnet.

Im Versuch werden zwei Belastungsrichtungen geprüft:

- ||| - Fall 1: Kraft F wirkt osteosynthesefern
von "kranial" nach "kaudal" Abb. 28a).
- ||| - Fall 2: Kraft F wirkt osteosynthesenah
von "kaudal" nach "kranial" Abb. 28b).

(*) Hersteller: Fa. Tiedemann, Garmisch-Partenkirchen

In situ treten an der Mandibula beide Kraftvektoren auf. Vorherrschend ist allerdings bei allen physiologischen Bewegungen eine Zugbeanspruchung am Alveolarrand und eine Druckbelastung am Mandibula-Unterrand (bedingt durch die Zugrichtung der Mundschließer- und -öffnungsmuskulatur). Diese Situation entspricht dem Belastungsfall 2.

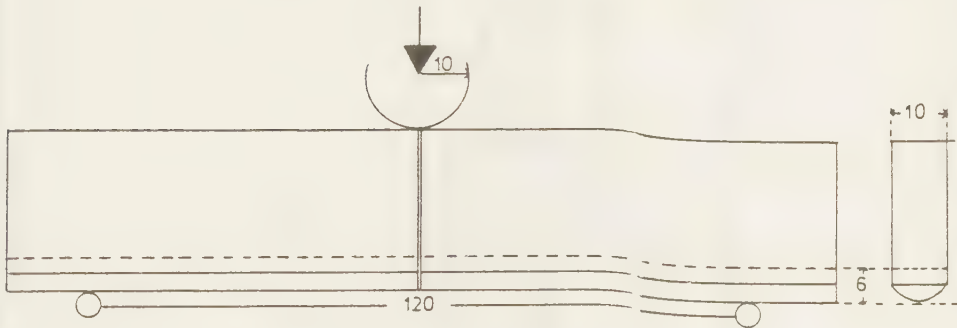


Abb. 28 a: Kraft F wirkt "kranio-kaudal" auf die Prüfkörper (osteosynthesefern).

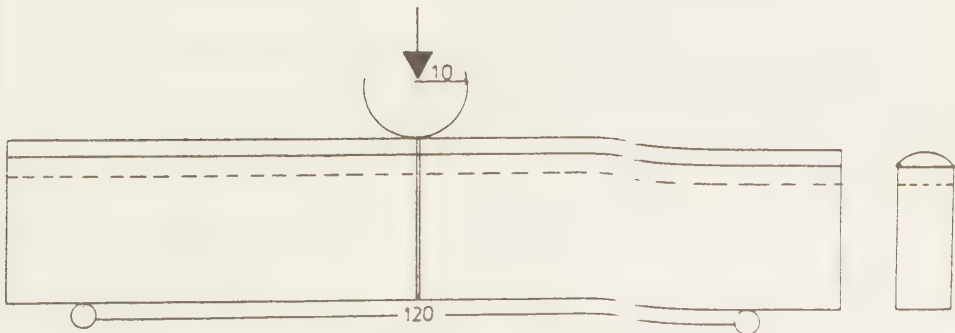


Abb. 28 b: Kraft F wirkt "kaudo-kranial" auf die Prüfkörper (osteosynthesenah).

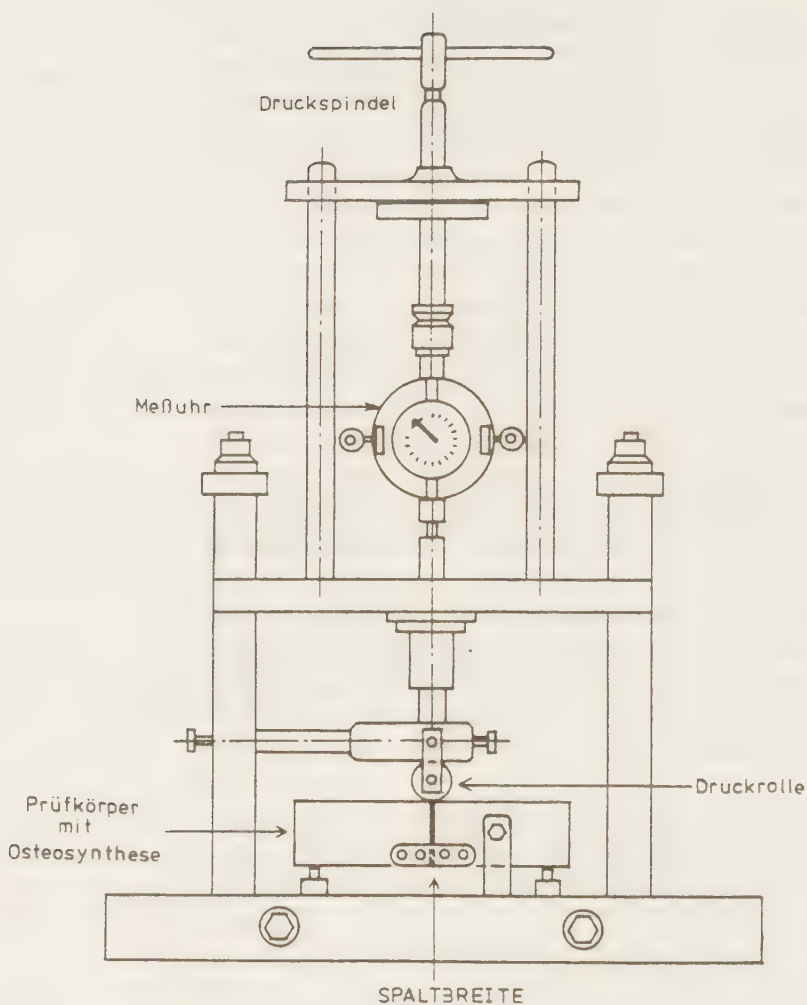


Abb. 29: Zeichnerische Darstellung des Versuchsaufbaus.

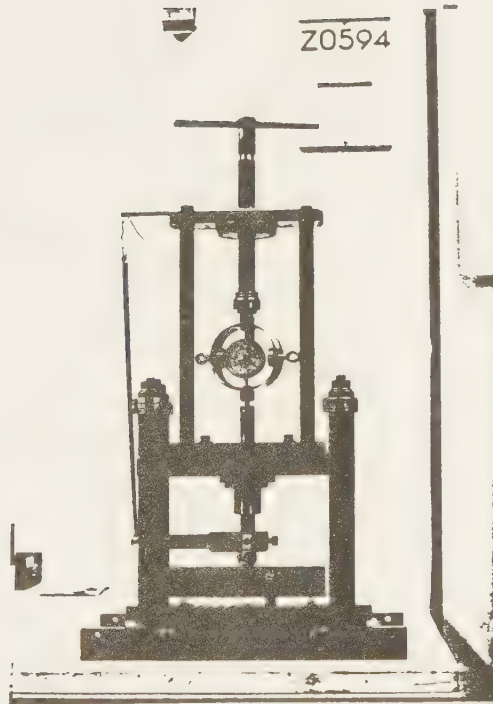


Abb. 30: Belastungsgerät mit Ringdynamometer und Prüfosteosynthese (Kompressionsplatte).

ab) Meßwerte

Vor Versuchsbeginn zeigt sich auf der osteosynthesefernen Seite der Prüfkörper ("lingual") nach Adaptation der Miniplatte nach Champy (6 Löcher) eine durchschnittliche Spaltbreite von 0,44 mm.

Die Spaltbreite auf der Osteosyntheseseite in Abhängigkeit zur Last bei drei Belastungsreihen sind aus Tabelle 7 zu ersehen.

Tabelle 7: Miniplatten n. Champy (Sechsllochplatte, CH⁶)
Belastungsrichtung: "kranio-kaudal" =
Belastungsfall 1

Spalt- breite (mm)	Last in Newton bei Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$
0,2	157,0	166,8	206,0	176,6
0,4	186,4	265,0	313,9	255,1
1,0	284,5	333,5	343,4	320,5
2,0	-	-	-	-

Bei kranio-kaudaler Belastungsrichtung - also der Belastungsfall, der biomechanisch adäquate Zugbeanspruchung in den Miniplatten auslöst -, werden bei einer Spaltbreite von 0,2 mm bis 1,0 mm Kräfte von 176,6 N bis 320,5 N im Mittel toleriert. Eine weitere Steigerung der Belastung ist nicht möglich, da die Prüfkörper osteosynthesefern aufklappen und sich auf den Stützrollen nicht mehr fixieren lassen.

Unter kaudo-kranialer Belastung , die zu einer Druckbeanspruchung in der Miniplatte führt , ist keine nennenswerte Stabilität vorhanden. Schon bei 15 N lösen sich die Prüfkörper aus der Meßvorrichtung.

Der Schwachpunkt der Miniplatten ist der schmale Verbindungssteg zwischen den mittleren Schraubenlöchern, der sich in allen Belastungsversuchen zuerst deformiert.

Die durchschnittliche Spaltbreite osteosynthesefern beträgt bei der Vierlochplatte nur 0,25 mm vor Versuchsbeginn, was durch die geringere Schraubenzahl bedingt sein könnte.

Tabelle 8: Miniplatten n. Champy (Vierlochplatte, CH4)
Belastungsrichtung: "kranio-kaudal" =
Belastungsfall 1

Spalt- breite (mm)	Last in Newton bei Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$
0,2	34,3	91,0	68,7	64,8
0,4	91,0	255,1	182,0	176,0
1,0	431,6	412,0	402,0	415,2
2,0	-	-	-	-

Die Versuchsreihe "Vierlochplatte" zeigt ähnliches Verhalten wie die Sechsllochplatte (Tabelle 7). Auch hier ist ein 2 mm Spalt im kranio-kaudalen Belastungsfall nicht meßbar, da die Prüfkörper unter der Druckkugel seitlich ausweichen.

Unter kaudo-kranialer Belastung ist ebenso wie bei der Sechsllochplatte keine ausreichende Stabilität gegeben.

Erwartungsgemäß ist die mechanische Verbindung mit einer Sechsllochplatte nicht stabiler als die mit einer 4-Lochplatte, da der Schwachpunkt - wie oben erwähnt - im Verbindungssteg zwischen den mittleren Schraubenlöchern liegt.

Beim Krallendrucknagel lassen sich vor Versuchsbeginn alle Prüfkörper spaltfrei adaptieren. Aus technischen Gründen werden zwei Belastungsversuche durchgeführt.

Tabelle 9: Krallendrucknagel (KN)

Belastungsrichtung: "kranio-kaudal" =

Belastungsfall 1

Spalt- breite (mm)	Last in Newton bei Versuch		
	1	2	$\bar{x}$
0,2	313,9	490,5	402,2
0,4	392,4	549,4	470,9
1,0	467,9	583,7	525,8
2,0	-	-	-

Belastungsrichtung: "kaudo-kranial" =

Belastungsfall 2

0,2	95,2	55,9	75,6
0,4	117,7	78,5	98,1
1,0	166,8	155,0	160,9
2,0	220,7	206,0	213,4

Unter kranio-kaudaler Belastung ist eine Spaltbildung erst ab 200 N in Versuch 1, bzw. 400 N in Versuch 2, festzustellen. In Versuch 1 läßt sich über 500 N keine konstante Kraft ausüben, da die Krallen nachgeben und in den Kunststoffprüfkörper einschneiden. Hinzu kommt, daß sich der Krallendrucknagel verbiegt. Dieser Grenzwert liegt im Versuch 2 bei 600 N.

Beim zweiten Belastungsfall (kaudo-kranial) liegen die Prüfkörper in Versuch 1 bei 275 N auf. Die letzte gemessene Spaltbreite beträgt 4,55 mm. Der Nagel ist leicht verbogen. Der entsprechende Wert in Versuch 2 ist 260 N mit einer Spaltbreite von 3,9 mm.

Wie bei dem Krallendrucknagel ist auch beim Kirschnerdraht eine spaltfreie Ausgangssituation zu erreichen. Die Spaltbreite in Abhängigkeit zur Last ist in Tabelle 10 zu ersehen.

Tabelle 10: Kirschnerdraht (KD)

Belastungsrichtung: "kranio-kaudal" =

Belastungsfall 1

Spalt- breite (mm)	Last in Newton bei Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$
0,2	304,1	274,7	132,4	237,1
0,4	323,7	286,5	141,3	250,5
1,0	350,2	304,1	152,0	268,8
2,0	365,5	318,8	166,8	283,7

Belastungsrichtung: "kaudo-kranial" =

Belastungsfall 2

0,2	14,7	-	9,8	8,2
0,4	24,5	9,8	19,6	17,8
1,0	49,0	29,4	60,0	46,1
2,0	68,7	49,0	107,9	75,2

Im Belastungsfall 1 ist die Osteosyntheseverbindung Kirschnerdraht bei 400 N im Versuch 1, 360 N im Versuch 2 und 200 N im Versuch 3 an ihrer Höchstbelastungsgrenze angelangt. Die zuletzt gemessenen Spaltbreiten betragen in gleicher Reihenfolge: 3,15 mm, 3,2 mm, 3,15 mm.

Im entgegengesetzten Belastungsfall ("kranio-kaudal") ist die maximale Krafteinwirkung bei 100 N in Versuch 1 und zwei, bzw. 150 N im Versuch 3 erreicht.

Bei allen Versuchen ist eine Verbiegung der Kirschnerdrähte festzustellen.

Die durchschnittliche Spaltbreite osteosynthesefern beträgt bei dem Tölzer Knochenfixiergerät nach Viernstein 0,6 mm vor Versuchsbeginn.

Die Spaltbreite in Abhängigkeit zur Last ist in Tabelle 11 zu sehen.

Tabelle 11: Tölzer Knochenfixiergerät (T)

Belastungsrichtung: "kranio-kaudal" =
Belastungsfall 1

Spalt- breite (mm)	Last in Newton bei Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$
0,2	-	-	-	-
0,4	9,8	9,8	12,8	10,8
1,0	40,2	39,2	19,6	33,1
2,0	52,0	61,8	58,9	57,6

Belastungsrichtung: "kaudo-kranial" =
Belastungsfall 2

Hier gibt es keine Meßwerte, da bereits bei Kräften unter 10 N die Prüfkörper in der Meßvorrichtung aufliegen. Die letzte gemessene Spaltbreite beträgt durchschnittlich über 5 mm.

Unter kranio-kaudaler Belastung kommt es schon bei Kräften unter 5 N zu einem 0,2 mm - Spalt . Über 65 N ist die Höchstbelastungsgrenze erreicht.

Tabelle 12: Osteosynthese nach Becker (modifiziert)(B)

Belastungsrichtung: "kranio-kaudal" =
Belastungsfall 1

Spalt- breite (mm)	Last in Newton bei Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$
0,2	9,8	19,6	14,7	14,7
0,4	19,6	39,2	29,4	29,4
1,0	38,3	78,5	78,5	81,8
2,0	177,6	147,1	157,0	160,6

Belastungsrichtung: "kaudo-kranial" =
Belastungsfall 2

0,2	-	-	-	-
0,4	9,8	10,8	9,8	10,1
1,0	24,5	21,6	20,6	22,2
2,0	49,0	39,2	36,3	41,5

Vor Versuchsbeginn ist bei der Osteosynthese nach Becker eine spaltfreie Adaptation der Prüfkörper festzustellen.

In Versuch 1 bricht bei 325 N kranio-kaudaler Last der Bügel an der mittleren Schraube, in Versuch 2 bereits bei 282 N an der gleichen Stelle. Im Versuch 3 kommt es zum Bruch des Plexiglasbügels erst nach einer Kraft von 340 N.

Unter kaudo-kranialer Last ist ein Spalt von 0,2 mm schon mit Kräften unter 5 N zu erzielen. Bei Belastung über 100 N liegen die Prüfkörper in allen Versuchen in der Meßvorrichtung auf.

Vor Versuchsbeginn ist der durchschnittliche Spalt osteosynthesefern bei der Winkelbohrtechnik 1,2 mm breit. Tabelle 13 zeigt die Spaltbreite in Abhängigkeit zur Last.

Tabelle 13: Winkelbohrtechnik (W)

Belastungsrichtung: "kranio-kaudal" =
Belastungsfall 1

Spalt- breite (mm)	Last in Newton bei Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$
0,2	9,8	14,7	19,6	14,7
0,4	29,4	21,6	24,5	25,2
1,0	49,0	34,3	40,2	41,2
2,0	68,7	58,9	58,9	62,2

Belastungsrichtung: "kaudo-kranial" =
Belastungsfall 2

Bei 20 N sind bereits bei allen drei Versuchen Spaltbreiten von 2 und mehr Millimetern erreicht. Höheren Belastungen wird kein Widerstand entgegengesetzt.

Unter kranio-kaudaler Last über 100 N liegen alle Prüfkörper in der Meßvorrichtung auf.

Ursache für die Nachgiebigkeit dieser Drahtosteo-
synthese ist das Aufdrillen des Drahtes und das
Einschneiden des Drahtes in den Kunststoff.

ac) Besprechung der Ergebnisse

Ein Vergleich der Lastgrößen (N) in Graphiken bei den jeweiligen Spaltbreiten zeigt auf den ersten Blick das unterschiedliche Stabilitätsverhalten der sieben geprüften Osteosyntheseverbindungen. Zudem zeigen diese folgenden Darstellungen die bleibenden Spaltbreiten bei der jeweiligen Belastung im Vergleich aller getesteten Verbindungen.

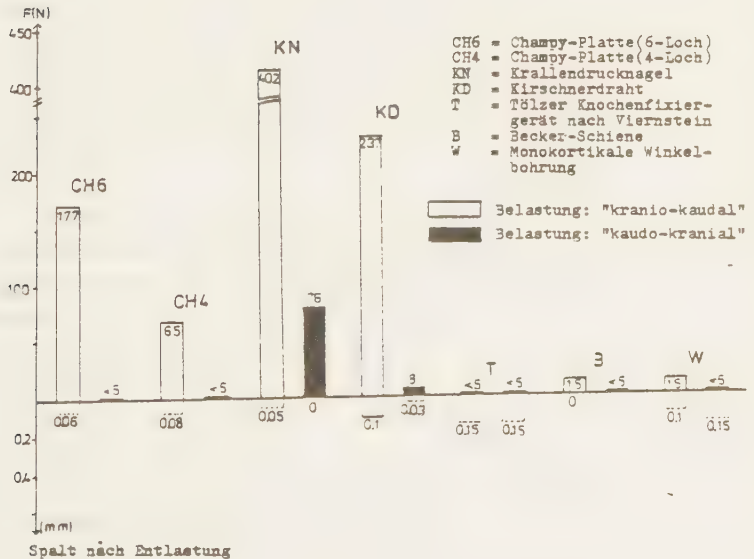


Abb. 31: Belastung bei 0,2 mm Spaltbreite

Bei einer Spaltbreite von 0,2 mm im Versuch ergibt der "kranio-kaudale" Belastungsfall ein geteiltes Bild: relativ gut schneiden die Miniplatten, der Krallendrucknagel und der Kirschnerdraht ab. Demgegenüber stehen die modifizierte Beckerschiene, das Tölzer Knochenfixiergerät und die Winkelbohrung mit mangelndem Stabilitätsverhalten.

Die Sechsllochplatte (176,6 N) zeigt dabei ein stabileres Verhalten als die Vierlochplatte (64,8 N). Neben dem überraschend guten Abschneiden des Kirschnerdrahtes (237,1 N) fällt das sehr gute Ergebnis des Krallendrucknagels auf (402,2 N).

Bei "kaudo-kranialer" Belastung ergibt sich eine Spaltbreite von 0,2 mm, bei den Miniplatten, dem Tölzer Knochenfixiergerät, der Beckerschiene und dem Winkelbohrgerät schon mit einer Kraft unter 5 N. Stabileres Verhalten weisen in diesem Fall nur der Marknagel (75,6 N) und der Kirschnerdraht (8,2 N) auf.

Bei den bleibenden Spaltbreiten ist auffällig das geringe elastische Verhalten des Tölzer Knochenfixiergerätes (0,15 mm), des Kirschnerdrahtes (0,1 mm) und der Winkelbohrung (0,1 mm).

Ähnliches Stabilitätsverhalten zeigt auch die graphische Darstellung bei einer Spaltbreite von 0,4 mm. Die Tendenz, die sich aus erster Graphik ergibt, setzt sich hier fort. Hervorzuheben ist das gute Elastizitätsverhalten der Beckerschiene mit einem bleibenden Spalt von nur 0,05 mm bei "kranio-kaudaler" Belastung und 0,15 mm im umgekehrten Belastungsfall.

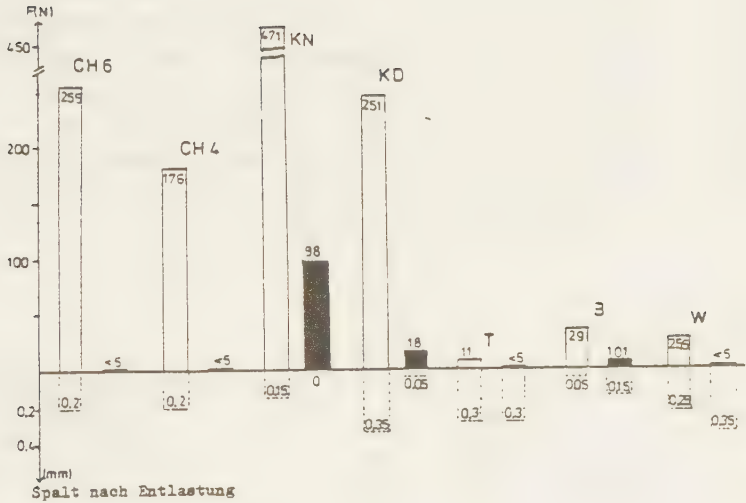


Abb. 32: Belastung bei 0,4 mm Spaltbreite

Ein Vergleich der 1,0 mm Spaltbreiten ergibt überraschenderweise höhere Meßwerte bei der Vierlochplatte gegenüber der Sechsllochplatte. Daß dies kein Einzelfall ist, zeigt die Konstanz aller drei Versuchsreihen.

Sehr hoch (zwischen 0,7 und 0,8 mm) sind die bleibenden Spaltbreiten bei den Miniplatten, beim Krallendrucknagel, beim Kirschnerdraht, beim Tölzer Knochenfixiergerät und bei der Winkelbohrung im Belastungsfall "kranio-kaudal". Das von Anfang an bessere Elastizitätsverhalten der Beckerschiene setzt sich auch hier fort - die Fragmentdistraktion

geht auf 0,2 mm zurück.

Im umgekehrten Belastungsfall - "kaudo-kranial" - fällt die sehr gute Elastizität des Marknagels auf (0,05 mm). Der Hauptgrund hierfür dürfte die geringere Belastung (160,9 N) gegenüber den "kranio-kaudalen" Versuchen (525,8 N) sein. Bei diesen hohen Lasten gab der Marknagel mit den Krallen nach, so daß keine Rückstellung der Prüfkörper mehr möglich war.

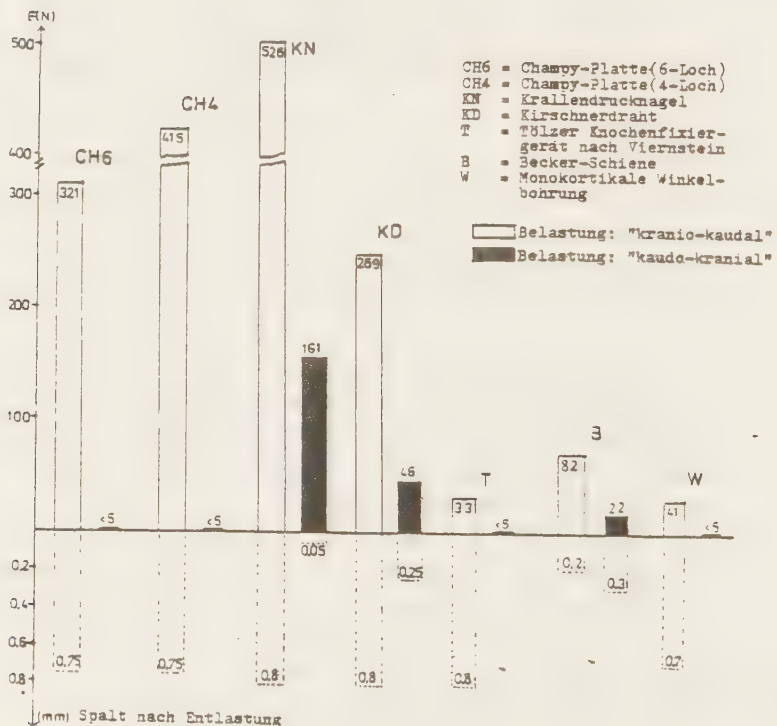


Abb. 33: Belastung bei 1,0 mm Spaltbreite

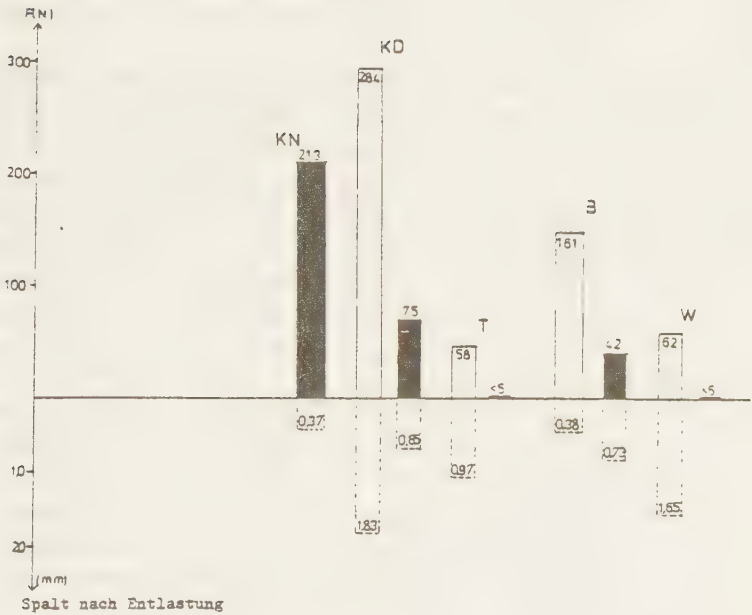


Abb. 34: Belastung bei 2,0 mm Spaltbreite

Bei den Miniplatten nach Champy war eine Messung bei 2,0 mm nicht möglich, da auf der osteosyntheseabgewandten Seite die Distraction so groß wurde, daß die Prüfkörper nicht mehr in der Prüfvorrichtung fixiert werden konnten. Das Auftreten dieses "lingualen" Spalts wurde auch in anderen Untersuchungen festgestellt (Hoffmeister u.a., 46; Schmoker und Spiessl, 86). Beim Marknagel (Krallendrucknagel) läßt sich über

550 N (Mittelwert) keine konstante Kraft ausüben, da die Krallen nachgeben und der Nagel durchgleitet.

Neben dem guten Abschneiden des Kirschnerdrahtes in beiden Belastungsrichtungen ist bei dem Verfahren der pin fixation die mangelhafte Stabilität des Tölzer Knochenfixiergerätes offensichtlich. Sogar die monokortikale Winkelbohrtechnik weist eine größere Stabilität auf. In den Biegeversuchen ist die Beckerschiene mit ihren zwei Schrauben je Prüfkörper dem Tölzer Verfahren mit nur einer Schraube je Fragment weit überlegen.

Zu erwähnen sind die relativ hohen bleibenden Distraktionswerte von 1,83 mm beim Kirschnerdraht und 1,65 mm bei der Winkelbohrung im "kranio-kaudalen" Belastungsfall. Bei "kaudo-kranialer" Kraftwirkung weisen wiederum die Miniplatten, das Tölzer Knochenfixiergerät und die Winkelbohrtechnik keine Stabilität auf.

Die folgenden Kurven-Darstellungen zeigen den Zusammenhang zwischen Spaltbreite und Belastung. Einerseits ist das gute Stabilitätsverhalten vom Marknagel und den Miniplatten deutlich zu erkennen und andererseits die mäßigen Ergebnisse bei der Beckerschiene, dem Tölzer Knochenfixiergerät und der Winkelbohrung. Beim Kirschnerdraht ergibt sich bis 230 N ein sehr gutes Stabilitätsverhalten - darüber ist die Kraft dem Reibungswiderstand des Drahtes im Prüfkörper überlegen - der Kirschnerdraht gleitet durch das Bohrloch.

Über 280 N erweist sich die Vierlochminiplatte

stabiler als die Sechslotchplatte.

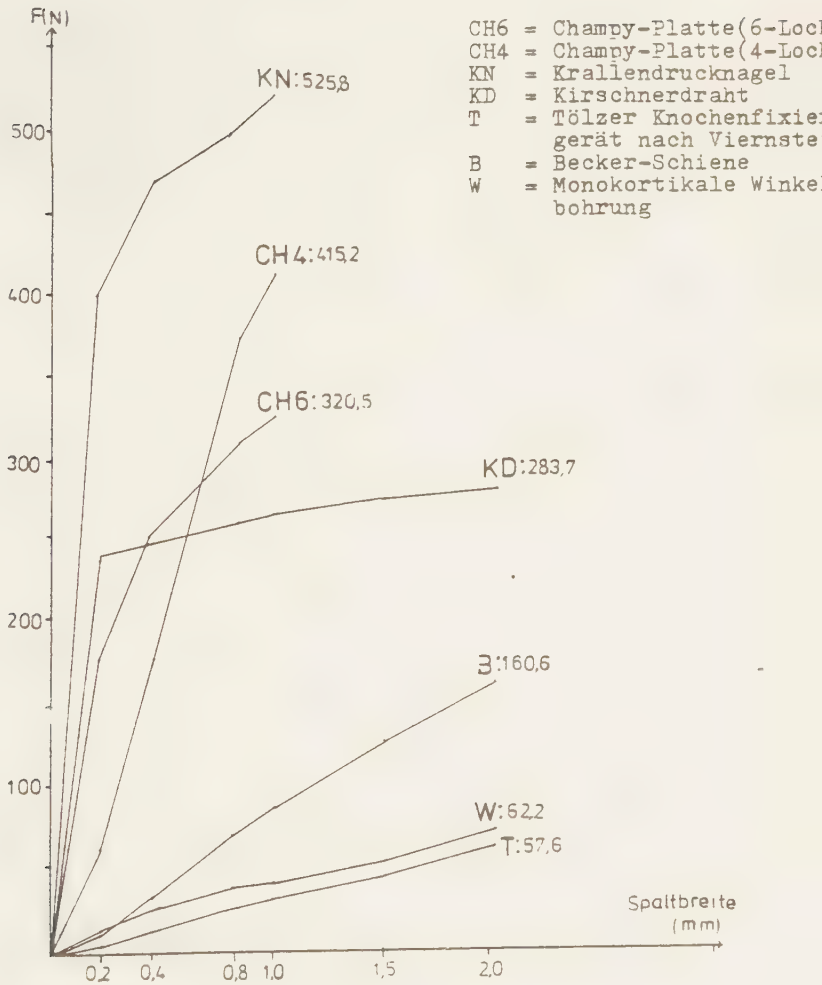


Abb. 35: Die Abhängigkeit der Spaltbreite von der Belastung bei verschiedenen Osteosyntheseverfahren.

a) Belastungsrichtung: "kranio-kaudal"

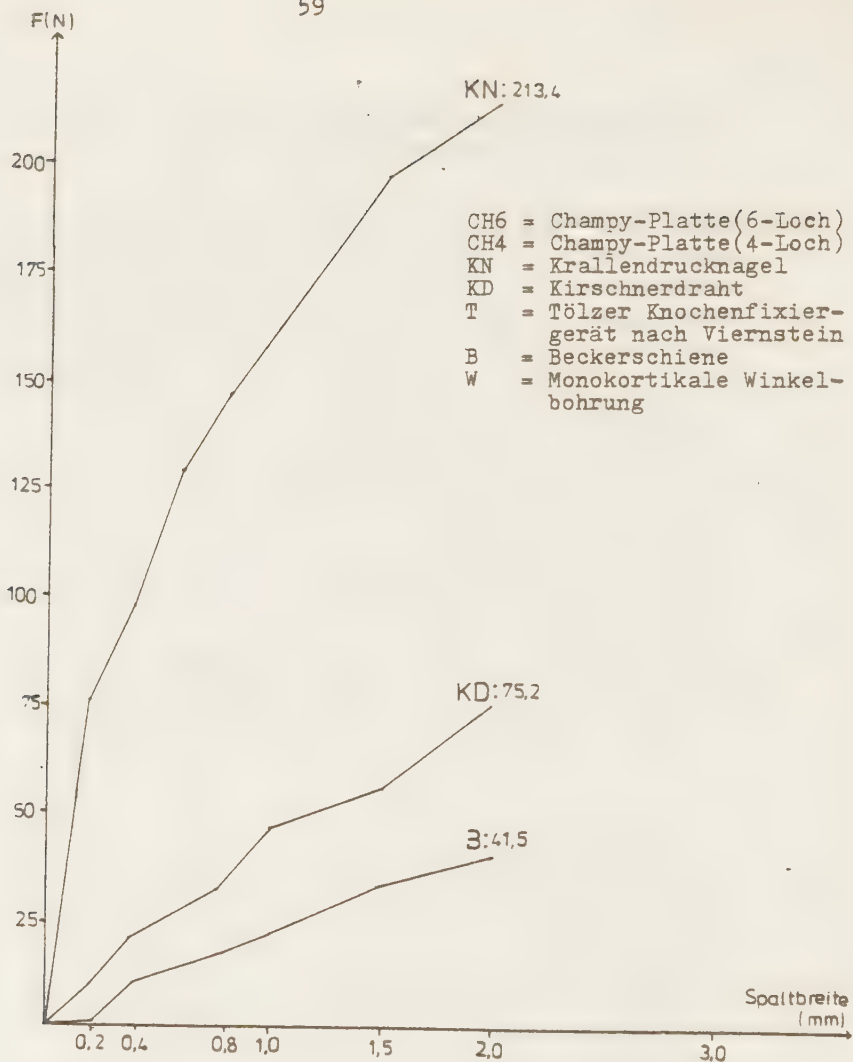


Abb. 35 b: Belastungsrichtung: "kaudo-kranial"

Die Osteosyntheseverbindungen - Miniplatten, Tölzer Knochenfixiergerät und Winkelbohrtechnik - zeigen nur eine minimale Stabilität bei "kaudo-kranialer" Belastungsrichtung. Die Werte wurden daher in den Zeichnungen der Abb. 35 nicht eingezeichnet.

Beckerschiene und Kirschnerdraht weisen etwas stärkere Belastbarkeit auf. Allen getesteten Verbindungen überlegen ist in diesen Versuchsreihen der Marknagel.

b) Torsionsversuche

ba) Versuchsaufbau und Methode

Zur Beurteilung der Stabilität einer Osteosyntheseverbindung ist neben der "kranio-kaudalen" bzw. "kaudo-kranialen" Belastung ebenso die Verwindungsfestigkeit zu prüfen, da die menschliche Mandibula unter physiologischen Arbeitsbedingungen auch Torsionskräften ausgesetzt ist.

Bei den Versuchen werden zwei Torsionsachsen gewählt:

Achse 1 ist mit der Mitte der Kunststoff-Prüfkörper identisch.

Achse 2 verläuft 6 mm entfernt von der Unterkante durch die gedachte Osteosyntheselinie (und damit durch die Längsachse des angelegten Osteosynthesematerials).

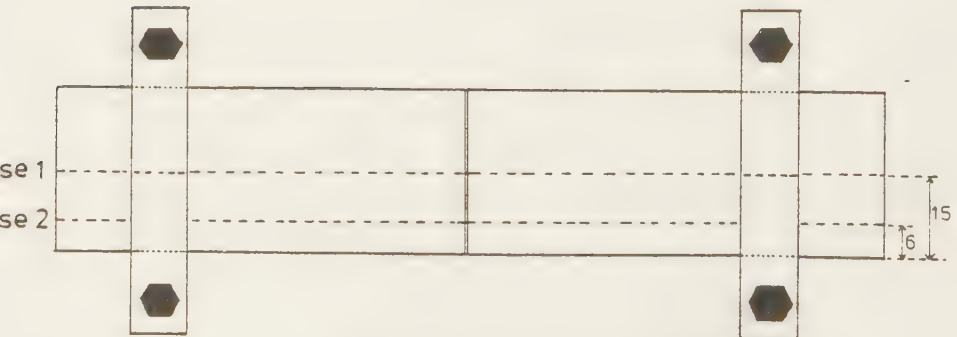


Abb. 36: Schematische Versuchsdarstellung

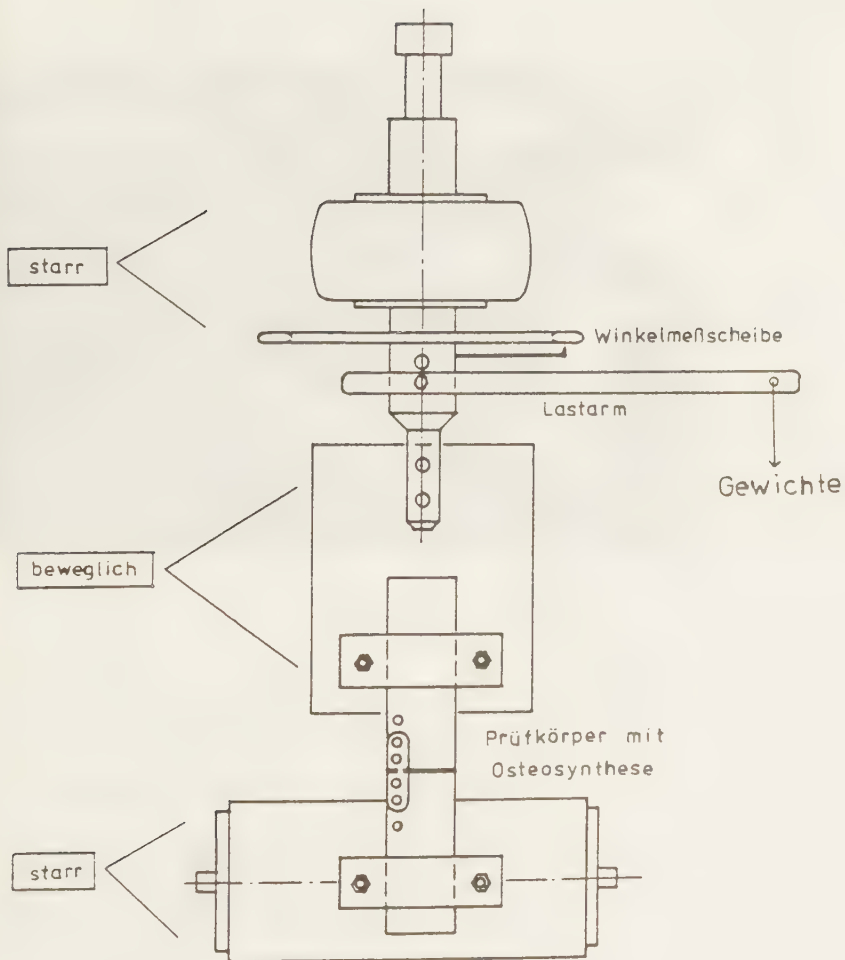


Abb. 37: Zeichnerische Darstellung des Versuchsaufbaus.

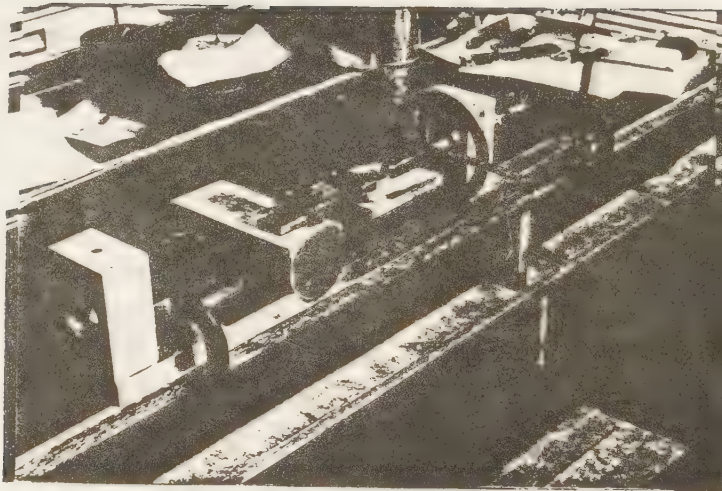


Abb. 38: Das obige Photo zeigt die Versuchsanordnung bei Torsionsbelastung!

Bei dem verwendeten Prüfgerät (Lastarm: 120 mm; Gewichte: 0,5, 1, 2, 3, 4 ... kp) wird der Torsionswinkel an der Winkelscheibe abgelesen und als Maß für die Stabilität der Osteosynthese herangezogen. Der max. Meßwinkel der Prüfvorrichtung beträgt 61° . Das Drehmoment ergibt sich aus Länge des Lastarms (12 cm) x Last (kp).

bb) Meßwerte

Der durchschnittliche "linguale" Spalt beträgt bei der 6-Loch-Miniplatte vor Versuchsbeginn 0,43mm. Bei Versuch 2 (Achse 1) bricht die Miniplatte bei einem Drehmoment von 108 cmkp. Bei allen anderen Versuchen verbiegen sich die Platten in zunehmenden Maße bis zur maximalen Meßbelastung. Die Ergebnisse - Drehmoment/Verwindung - sind in Tabelle 14 zu sehen.

Tabelle 14: Torsionsversuch an der Miniplatte nach Champy (6-Loch).

Dreh- moment (cmkp)	Angaben in Grad							
	Drehachse 1 (Mittellinie) Versuch				Drehachse 2 (Osteosyntheselinie) Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$	1	2	3	$\bar{x}$
6	4,5	3	3,5	3,7	8	8	9,5	8,5
12	9	7	8,5	8,2	20	25	28	24,3
24	19	12	15	15,3	44	55	57	52
36	30	26	29	28,3	-	-	-	-
48	43	33	40	38,7	-	-	-	-
60	58	40	49,5	49,2	-	-	-	-
72	-	47	58	52,5	-	-	-	-
84	-	51	-	-	-	-	-	-
96	-	57	-	-	-	-	-	-

Die 4-Loch-Miniplatte n. Champy zeigt vor Versuchsbeginn eine durchschnittliche "linguale" Spaltbreite von 0,3 mm; ansonsten zeigt sie das gleiche Verhalten wie die 6-Loch-Platte.

Tabelle 15: Torsionsversuch an der Miniplatte nach Champy(4-Loch).

Dreh- moment (cmkp)	Angaben in Grad							
	Drehachse 1 (Mittellinie) Versuch				Drehachse 2 (Osteosyntheselinie) Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$	1	2	3	
6	4	3	4	3,7	7	7	6	
12	9	7	8,5	8,2	32	23	29	29
24	20	16	18	18	51	50	53	51
36	36	29	33	32,3	60	-	-	
48	51	41	46	46	-	-	-	
60	-	56	59	57,5	-	-	-	
72	-	61	-	-	-	-	-	

Bei den Torsionsversuchen an dem Krallendrucknagel werden aus technischen Gründen nur jeweils zwei Versuchsreihen durchgeführt. Die Adaptation der Prüfkörper erfolgt wie in den Biegeversuchen spaltfrei.

In allen Versuchen verbiegt sich der Nagel nach Maximalbelastung so dauerhaft, daß er unbrauchbar wird.

Tabelle 16: Torsionsversuch an dem Krallendrucknagel.

Dreh- moment cmkp	Angaben in Grad					
	Drehachse 1 (Mittellinie) Versuch			Drehachse 2 (Mittellinie) Versuch		
	1	2	$\bar{x}$	1	2	$\bar{x}$
6	3	4	3,5	2	6	4
12	10	12	11	25,5	25	25,5
24	32,5	31	31,8	-	60	-
36	46	46,5	46,3	-	-	-
48	-	56	-	-	-	-

Wie beim Krallendrucknagel ergibt sich auch beim Kirschnerdraht eine spaltfreie Adaptation der Prüfkörper vor Versuchsbeginn.

Ähnlich dem Verhalten der anderen Verbindungen verbiegt sich auch der Kirschnerdraht bei Torsionsbelastung.

Während der Kirschnerdraht bei der Torsionsachse 1 relativ hohe Drehmomente toleriert, zeigt er bei der Torsionsachse 2 (Osteosyntheselinie) keine Stabilität.

Tabelle 17: Torsionsversuch an dem Kirschnerdraht.

Drehmoment (cmkp)	Angaben in Grad				Drehachse 2 (Osteosyntheselinie) Versuch
	Drehachse 1 (Mittellinie)				
	1	Versuch 2	3	$\bar{x}$	
6	6	6	6	6	Keinerlei Werte meßbar ("kriechen" der Drähte in den Prüfkörpern bei ge- ringem Drehmoment).
12	12	13	11,5	12,2	
24	23	23	19	21,7	
36	33	31	27	30,3	
48	40	38	33	37	
60	46	45	39	43,3	
72	51	49	44	48	
84	55	53	48	52	
96	58	56	52	55,3	
108	-	59	56	57,5	
120	-	-	59	-	

Wie beim Krallendrucknagel werden auch bei dem Tölzer Knochenfixiergerät nach Viernstein je zwei Versuchsreihen durchgeführt. Dabei beträgt der durchschnittliche "linguale" Spalt 0,58 mm. Unter Drehmomenteinwirkung verbiegen sich beide Schrauben und der Verbindungssteg.

Tabelle 18: Torsionsversuch an dem Tölzer Knochenfixiergerät n. Viernstein.

Drehmoment cmkp	Angaben in Grad					
	Drehachse 1 (Mittellinie) Versuch			Drehachse 2 (Osteosyntheselitte) Versuch		
	1	2	$\bar{x}$	1	2	$\bar{x}$
6	1	1	1	4	2	3
12	4	3,5	3,8	19	8	13,5
24	5,5	10	7,8	27	19	23
36	19	15	17	33	25	29
48	26	22	24	38	31	34,5
60	28	29	28,5	44	40	42
72	35	36	35,5	48	45	46,5
84	40	42	41	53	49	51
96	45	47	46	57	54	55,5
108	50	52	51	-	58	-
120	55	56	55,5	-	-	-

Neben dem Krallendrucknagel und dem Kirschnerdraht ermöglicht auch die modifizierte Beckerschiene eine primär spaltfreie Adaptation der Kunststoffprüfkörper.

In Versuchsreihe 2 (Drehachse 1 = Mittellinie) bricht der Plexiglasbügel an der mittleren Schraube. In allen anderen Versuchsreihen verbiegen sich die vier Schrauben (siehe Tabelle 19).

Tabelle 19: Torsionsversuch an der modifizierten Beckerschiene.

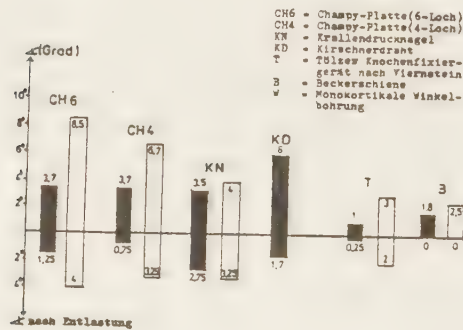
Dreh- moment cmkp	Angaben in Grad							
	Drehachse 1 (Mittellinie)				Drehachse 2 (Osteosyntheselinie)			
	Versuch				Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$	1	2	3	$\bar{x}$
6	2	1,5	2	1,8	2,5	3	2	2,5
12	3,5	3	4	3,5	4,5	5	4,5	4,7
24	7,5	6,5	8	7,3	9	10,5	10	9,8
36	12	11	13	12	13,5	15	11,5	13,3
48	16,5	16	17,5	16,7	18,5	20,5	23,5	20,8
60	21	20	23	21,3	26	28,5	31,5	28,7
72	26	26,5	29	27,2	35	38,5	40	37,8
84	32	31,5	36,5	33,3	42,5	46,5	46	45
96	37	36	41,5	38,2	48,5	54,5	53	52
108	42	41,5	49	44,2	-	-	-	-
120	49,5	48	-	48,8	-	-	-	-
132	54	-	-	-	-	-	-	-

Die Winkelbohrtechnik zeigt keinerlei Stabilität bei den Verwindungsversuchen, so daß keine Belastungswerte festgestellt werden konnten.

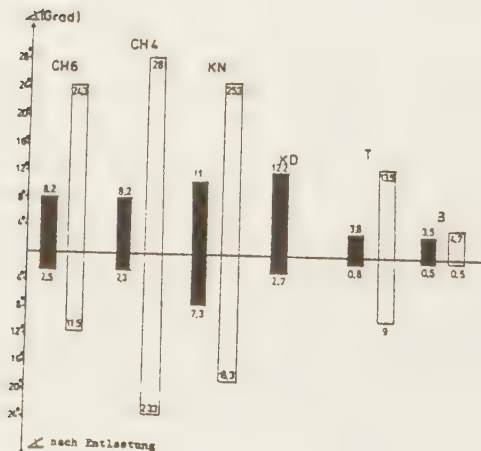
bc) Besprechung der Ergebnisse

Die folgenden Graphiken zeigen im Vergleich aller Osteosynthesen den jeweiligen Torsionswinkel bei einem bestimmten Drehmoment! Zusätzlich ist der bleibende Winkel dargestellt, um eine Aussage über die Elastizität der Verbindung machen zu können.

Achse 1 (Mittellinie)
 Achse 2 (Osteosyntheselinie)



a) Drehmoment:
6 cmkp



b) Drehmoment:
12 cmkp

Abb. 39: Torsionswinkel bei einem Drehmoment von 6 cmkp (a) und 12 cmkp (b).

Als zunächst überraschender Befund zeigt sich in Abb. 39, daß alle Osteosynthesen bei der Torsionsachse 1 günstigere Werte aufweisen, als bei der Drehachse, die durch die Osteosynthesemitte verläuft. Daraus ergibt sich der Hinweis, das Osteosynthesematerial möglichst exzentrisch von der zu erwartenden funktionsbedingten Torsionsachse anzulegen, um eine maximale Stabilität gegenüber Drehbelastungen zu erzielen.

Wie aus den Abbildungen 39-41 zu ersehen ist weisen der Kirschnerdraht in Drehachse 2 und die Winkelbohrung in beiden Achsen keinerlei Torsionsstabilität auf. Die beiden Verfahren der external pinfixation, Beckerschiene ($1,8^{\circ}$) und das Tölzer Knochenfixiergerät (1°), zeigen sehr geringe Torsionswerte. Dies ist dadurch zu erklären, daß der Verbindungsbügel relativ exzentrisch von der Drehachse liegt, und daher auf ihn nur geringe Drehmomente einwirken. Etwa mit gleichen Werten folgen der Marknagel ($3,5^{\circ}$) und die Miniplatten ($3,7^{\circ}$). Zu erwarten ist die mangelnde Verwindungsstabilität des Kirschnerdrahtes (6°) in der axialen Anwendungsweise.

Beim Belastungsversuch mit Torsionsachse 2 zeigen Beckerschiene, Tölzer Knochenfixiergerät und Marknagel etwas erhöhte Werte. Größere Unterschiede zur Achse 1 ergeben sich bei den Miniplatten.

Während die modifizierte Beckerschiene stets nach Entlastung in die Ausgangslage vollständig zurückkehrt, zeigen alle anderen Osteosynthesen einen deutlichen, bleibenden Verformungswinkel (zwischen $0,25^{\circ}$ und 4°).

Bei einem Drehmoment von 12 cmkp ist nur das wesentlich stärkere Ansteigen der Instabilität in den Versuchen mit der Achse 2 bei allen Versuchsreihen auffällig.

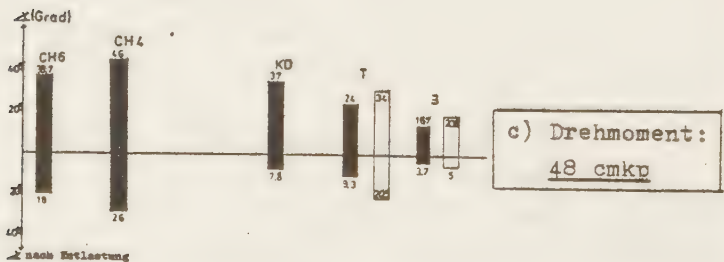
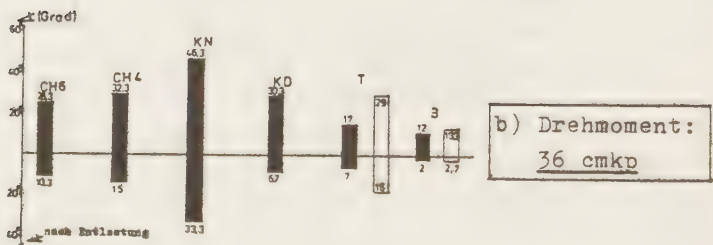
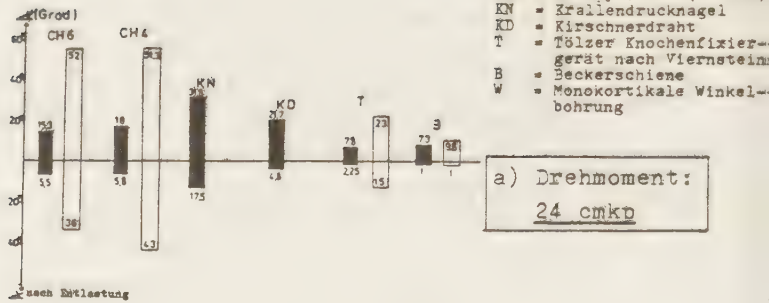


Abb. 40: Torsionswinkel bei einem Drehmoment von 24 cmkp (a), 36 cmkp (b) und 48 cmkp (c).

Die Belastbarkeit des Marknagels endet bei einem Drehmoment von 24 cmkp, der beiden Miniplatten bei 36 cmkp bei Achse 2 (Osteosyntheselinie). Höhere Belastungen führen zum Maximalausschlag des Prüfgerätes bei 61°. Immer noch gute Verwindungsstabilität weisen die Beckerschienen und das Tölzer Knochenfixiergerät in beiden Versuchsreihen auf.

Im Versuch mit Achse 1 ergibt die Sechslotplatte im

Bereich 24-72 cmkp etwas bessere Werte als die Vierlochminiplatte. Bei 72 cmkp bzw. 84 cmkp erreichen die Miniplatten ihre maximale Belastungsfähigkeit.

Das Rückstellvermögen nach Aufhebung der Torsionsbelastung ist bei den Miniplatten, dem Marknagel und dem Tölzer Knochenfixiergerät relativ gering, was aus größeren permanenten Verformungswinkeln zu erkennen ist.

Die Tendenz aus den ersten Graphiken setzt sich auch hier fort: Die guten Werte der Beckerschienen bestätigen dies.

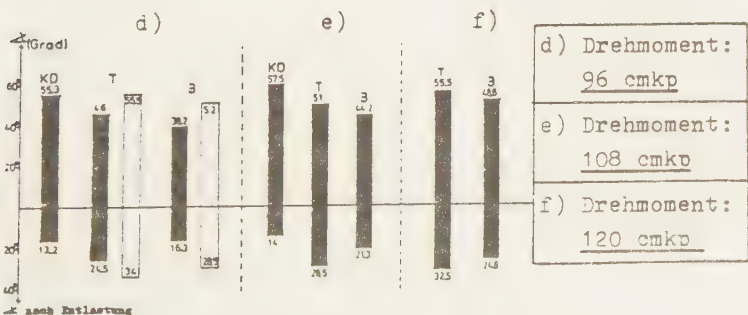
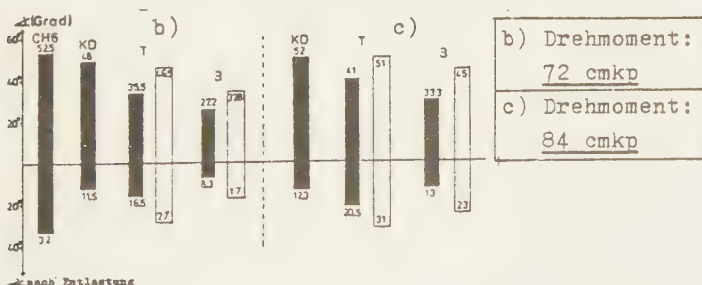
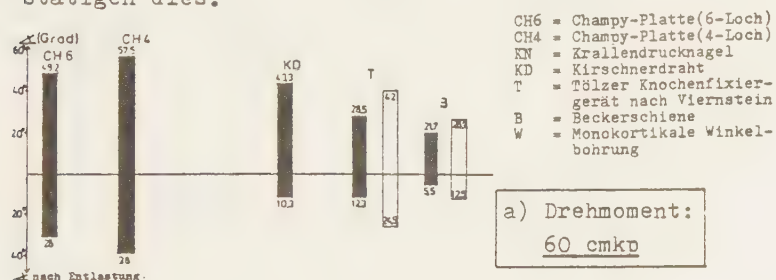


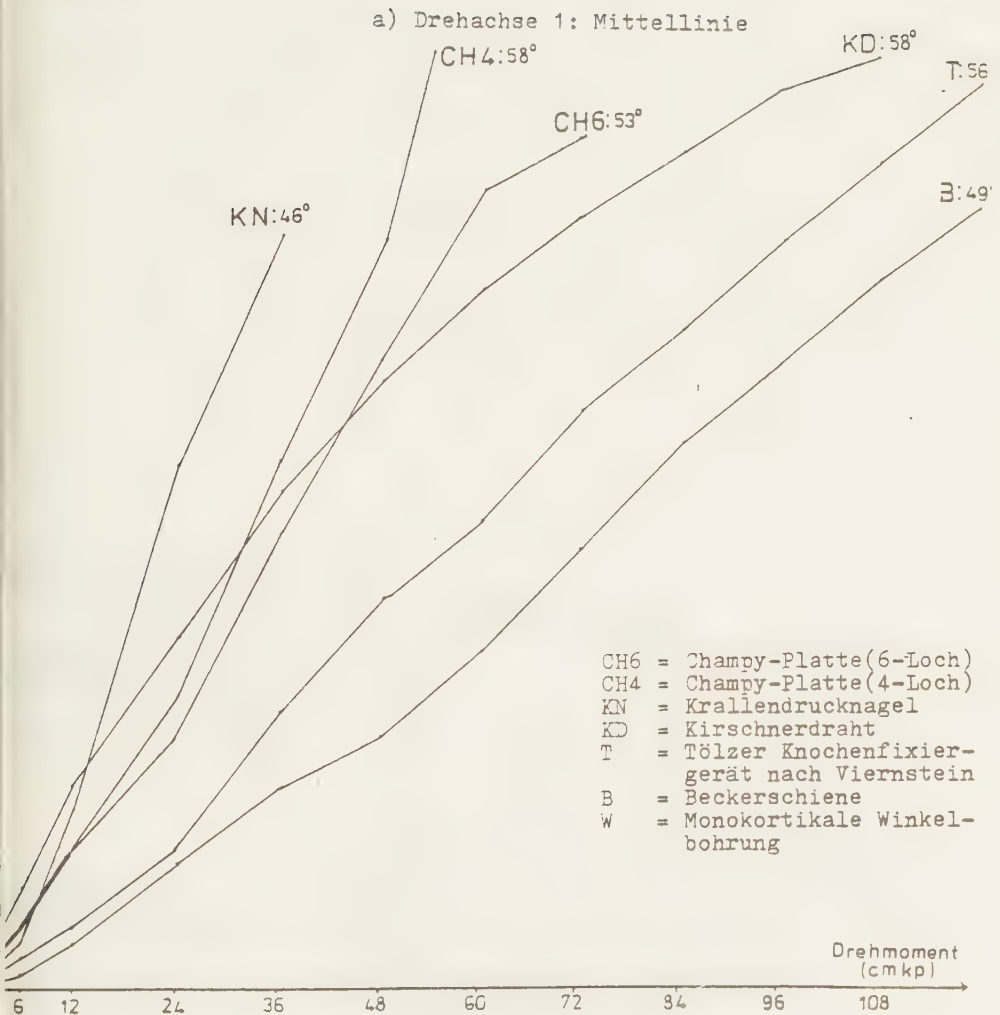
Abb. 41: Torsionswinkel bei einem Drehmoment von 60 cmkp (a), 72 cmkp (b), 84 cmkp (c), 96 cmkp (d), 108 cmkp (e), 120 cmkp (f).

Obwohl der Kirschnerdraht mangels Friktion keine Stabilität bei Torsionen in der Osteosyntheselinie aufweist, kommt es im Mittellinienversuch erst bei einem Drehmoment von 120 cmkp zum Maximalwinkel von 61° . Zu beachten ist aber die starke Verwindung des Drahtes auch schon bei geringeren Drehmomentwerten.

Am verwindungsstabilsten erweisen sich bis zu einem max. Drehmoment von 120 cmkp die beiden Osteosyntheseverfahren des Tölzer Knochenfixiergerätes und der modifizierten Beckerschiene. Besonders bei letzterer ist die hohe Elastizität zu beachten. Erst über 84 cmkp läßt diese etwas nach.

Das bessere Abschneiden der Beckerschiene gegenüber dem Tölzer Knochenfixiergerät ist wahrscheinlich auf die Verwendung von zwei Schrauben je Prüfkörper zurückzuführen.

Grad)



.42 : Zusammenhang zwischen Drehmoment und
 Torsionswinkel

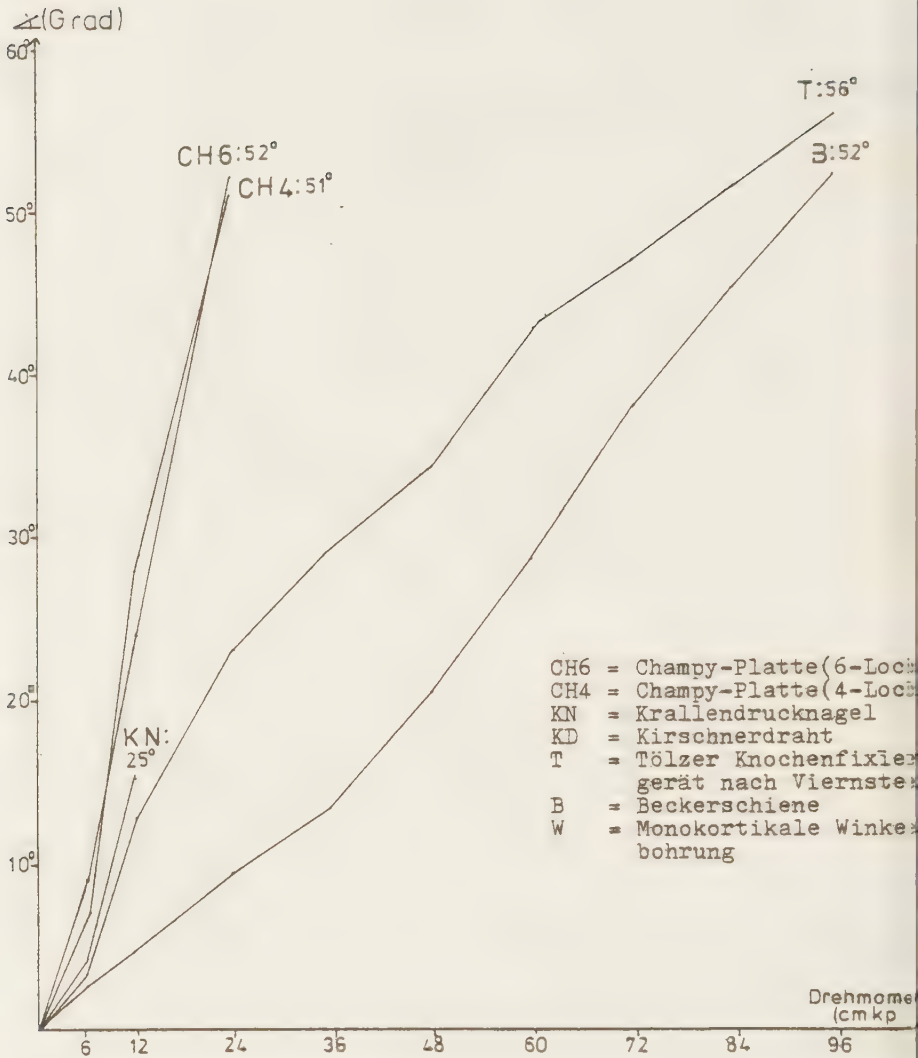


Abb. 42 b: Drehachse 2 (Osteosyntheselinie)
(Winkelbohrtechnik und Kirschner-
draht fehlen wegen minimaler Be-
lastbarkeit).

c) Zugversuche

ca) Versuchsaufbau und Methode

Neben der Biegebelastung und den Torsionskräften wirkt noch eine dritte Kraft auf die menschliche Mandibula - die Zugbeanspruchung.

Als Maß für die Stabilität der jeweiligen Verbindung dient hier ebenso wie bei den Biegeversuchen die Spaltbreite.

Das verwendete Prüfgerät besteht aus einem Rahmen, in den unten die verbundenen Prüfkörper fest eingespannt werden. Der obere Kunststoffprüfkörper wird über zwei Stifte beweglich an dem Ringdynamometer aufgehängt. Die Zugkraft wird über eine Spindel ausgeübt (Abb. 44).

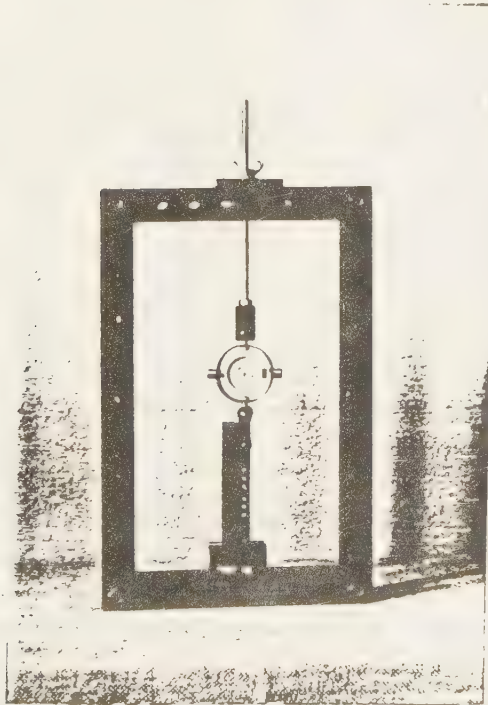


Abb. 43 : Das Prüfgerät zur Messung von Zugkräften an Osteosyntheseverbindungen.

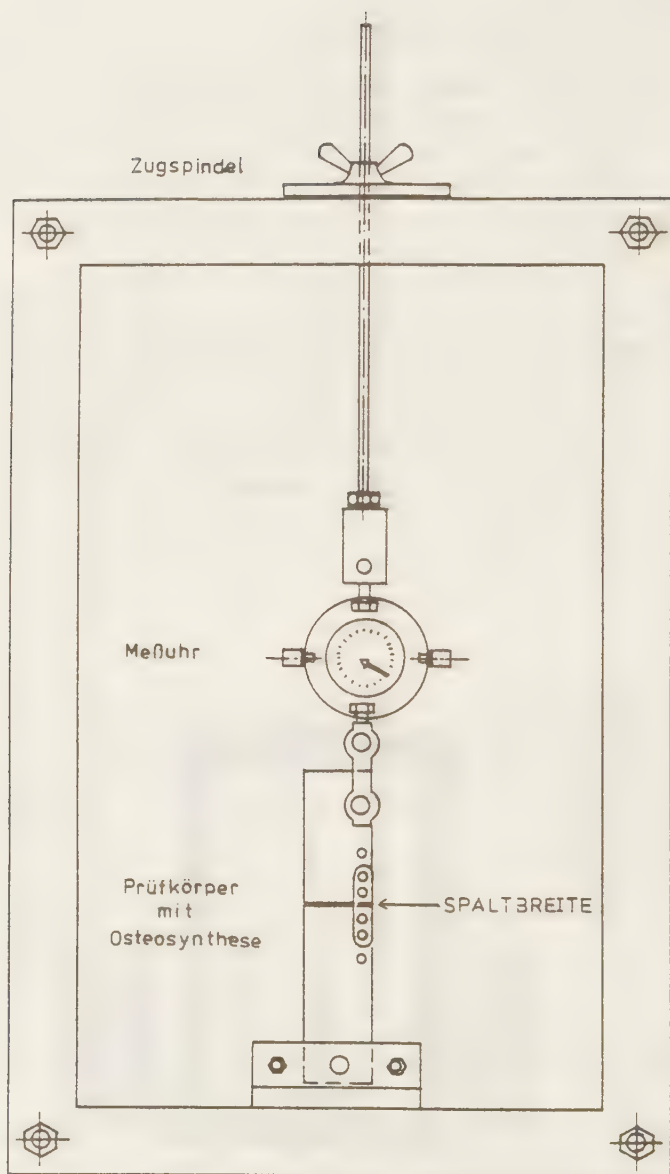


Abb. 44: Zeichnerische Darstellung des Versuchsaufbaus.

cb) Meßwerte

Bei der Sechsllochplatte n. Champy beträgt der durchschnittliche "linguale" Spalt nach Adaptation 0,48 mm. Bei allen drei Versuchen brechen die Miniplatten bei einer Belastung von durchschnittlich ca. 800 N. Bis zu dieser Zugbelastung dehnt sich der mittlere Verbindungssteg in zunehmendem Maße. Der zuletzt gemessene Spalt beträgt ca. 1,9 mm (Mittelwert).

Tabelle 20: Zugversuch an der Miniplatte nach Champy (6-Loch).

Spalt mm	Zugkraft (N) Versuch			$\bar{x}$
	1	2	3	
0,2	412	353,2	392,4	385,9
0,4	529,7	490,5	510	510,1
1,0	667,1	740,7	637,7	681,8
2,0	-	-	-	-

Bei Verwendung der 4-Loch-Platte beträgt der "linguale" Spalt durchschnittlich 0,38 mm.

Die 4-Loch-Platten brechen etwas später als die 6-Loch-Platten, nämlich erst ab 900 N. Dabei ist die Spaltbreite mit 3,5 mm deutlich größer.

Tabelle 21: Zugversuch an der Miniplatte nach Champy (4-Loch-Platte).

Spalt mm	Zugkraft (N) Versuch			$\bar{x}$
	1	2	3	
0,2	58,9	372,8	353,2	261,6
0,4	333,5	421,8	441,5	398,9
1,0	670	598,4	637,7	635,4
2,0	814,2	752,4	784,8	783,8

Beim Krallendrucknagel werden zwei Versuchsreihen durchgeführt. Die Adaptation ist spaltfrei.

Versuch 1: Bei 882,9 N Zugbelastung geben die Krallen des Nagels nach und der Marknagel gleitet zurück.
Erst ab 630 N ist erstmalig ein Spalt meßbar. Der zuletzt gemessene Spalt beträgt 1,4 mm.

Versuch 2: Ab 588,6 N geben die Krallen nach.
Erste Spaltmessung bei 540 N.
Letzte gemessene Spaltbreite 0,4 mm.

Tabelle 22: Zugversuch an dem Krallendrucknagel.

Spalt mm	Zugkraft (N)		
	Versuch		$\bar{x}$
	1	2	
0,2	686,7	559,2	623
0,4	735,8	588,6	662,2
1,0	846,6	-	-
2,0	-	-	-

Beim Kirschnerdraht ist die Adaptation ebenfalls spaltfrei.

Ab 420 N (Mittelwert) ist die Zugkraft größer als die Reibungskraft zwischen Kirschnerdraht und Kunststoff, so daß sich die Verbindung löst. Die letzte gemessene Spaltbreite beträgt 1,2 mm durchschnittlich.

Tabelle 23: Zugversuch an dem Kirschnerdraht.

Spalt mm	Zugkraft (N)			
	Versuch			
	1	2	3	$\bar{x}$
0,2	206	157	176,6	179
0,4	223,2	255,1	294,3	257
1,0	-	441,5	459,1	450
2,0	-	-	-	-

Beim Tölzer Knochenfixiergerät beträgt der durchschnittliche "linguale" Spalt 0,65 mm.

Die Schrauben und der Steg verbiegen sich bei steigender Zugkraft immer stärker. Die durchschnittliche maximale Zugbelastung beträgt 621,3 N, der letzte gemessene Spalt 6,8 mm.

Tabelle 24: Zugversuch an dem Tölzer Knochenfixiergerät n. Viernstein.

Spalt mm	Zugkraft (N) Versuch			$\bar{x}$
	1	2	3	
0,2	66,7	93,2	58,9	72,9
0,4	82,4	115,8	85,8	94,7
1,0	157	186,4	157	166,8
2,0	272,7	312	306,1	296,9

Bei der modifizierten Beckerschiene findet sich eine spaltfreie Adaptation vor Belastung.

In drei Versuchsreihen brechen die Osteosyntheseverbindungen bei Überschreiten der jeweiligen Höchstzugkraft (durchschnittlich 320,5N) an der inneren Schraube am Plexiglassteg.

Letzter gemessener Spalt: 3,3 mm durchschnittlich

Tabelle 25: Zugversuch an der modifizierten Beckerschiene.

Spalt mm	Zugkraft (N) Versuch			$\bar{x}$
	1	2	3	
0,2	25,5	19,6	24,5	23,2
0,4	39,2	39,2	44,1	40,8
1,0	107,9	98	107,9	104,6
2,0	209	203,6	196,0	202,9

Die monokortikale Winkelbohrtechnik weist einen "lingualen" Spalt von 1,5 mm vor Versuchsbeginn.

Versuch 1: Der Draht reißt an der Verdrillungsstelle. Zuvor schneidet sich der 0,5er Draht in den Kunststoffprüfkörper ein.

Versuch 2: 0,2 mm Spalt bei Zugkraft unter 5 N. Im Gegensatz zu Versuch 1 reißt bei 180 N die Bohrung aus.

Versuch 3: Wie Versuch 2.

Die letzte gemessene Spaltbreite beträgt durchschnittlich 6,4 mm. Bei allen drei Versuchen gibt die Verdrillung nach.

Tabelle 26: Zugversuch an der Winkelbohrdrahtnaht.

Spalt mm	Zugkraft (N) Versuch			$\bar{x}$
	1	2	3	
0,2	19,6	-	24,5	14,7
0,4	39,2	11,8	44,1	31,7
1,0	66,7	39,2	68,2	58
2,0	86,3	89,8	113,8	96,6

cc) Besprechung der Ergebnisse

Ein Vergleich der Zugkräfte (N) mit den jeweiligen Spaltbreiten gibt deutlich Auskunft über das unterschiedliche mechanische Verhalten der sieben geprüften Osteosyntheseverbindungen.

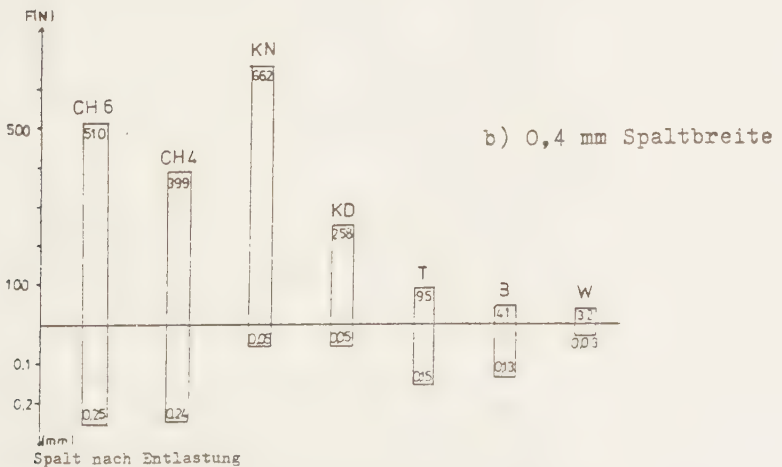
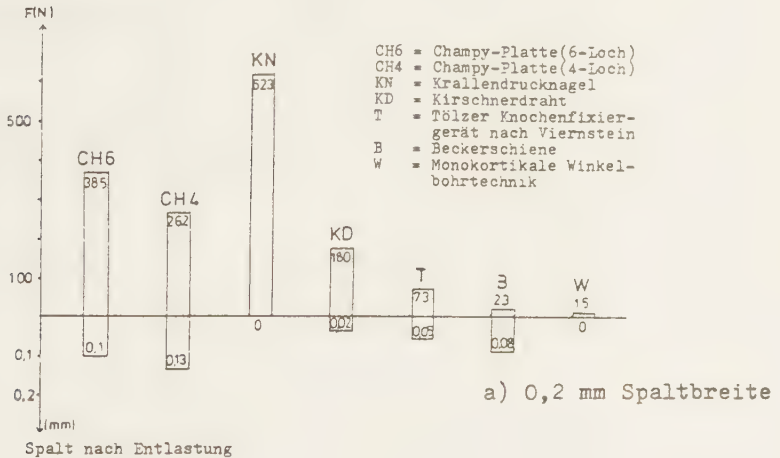


Abb. 45 : Zugkraft (N) bei 0,2 mm (a) und 0,4 mm (b) Spaltbreite.

Bleibende Spaltbreite nach Entlastung

Die Zugversuche ergeben ein ähnliches Bild wie die Biegeversuche. Die höchste Belastung bei niedriger Spaltbreite zeigt der Marknagel (623 N), dann folgen die Miniplatten (385 N und 261,6 N) und der Kirschnerdraht (179,9 N).

Relativ wenig Widerstand gegen Zugkräfte bieten das Tölzer Verfahren (72,9 N), die Beckerschiene (23,2 N) und die Winkelbohrung (14,7 N).

Deutlich zu sehen ist die mangelnde Rückstellfähigkeit der Miniplatten und der Beckerschiene nach Zugbeanspruchung (Abb. 45).

Diese Tendenz setzt sich auch in der kommenden Graphik bei 1,0 mm Spaltbreite fort. Hier allerdings fehlt der Krallendrucknagel, da die Krallen nachgeben (Abb. 46).

In allen Darstellungen sind die hohen bleibenden Spaltbreiten bei den Miniplatten auffällig - das Elastizitätsverhalten ist also sehr gering. Bis zu einer Zugkraft von 800 N ist die Sechsl Lochminiplatte der Vierlochplatte überlegen. Erstaunlich ist beim Krallendrucknagel, daß erst bei einer Zugkraft von 630 N im Versuch 1 und 540 N im Versuch 2 die erste Spaltbreite zu messen ist. Danach ist jedoch der Bereich zwischen erstem Auftreten eines Spalts und dem max. meßbaren Spalt (max. Zugkraft) relativ gering im Vergleich mit den anderen getesteten Verbindungen.

Ein 2 mm Spalt läßt sich bei der Sechsl Lochplatte, dem Kirschnerdraht und dem Krallendrucknagel nicht mehr messen, da bei diesen Verbindungen die max. Zugbelastung bereits überschritten ist.

Der relativ hohe Widerstand gegen Zugbelastung bei der Vierlochplatte wird durch das mangelhafte elastische Verhalten (bleibender Spalt 1,6 mm) etwas geschmälert.

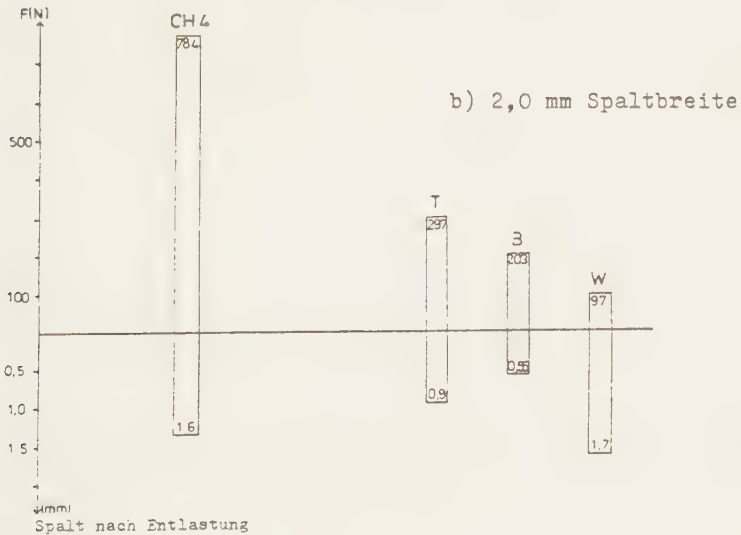
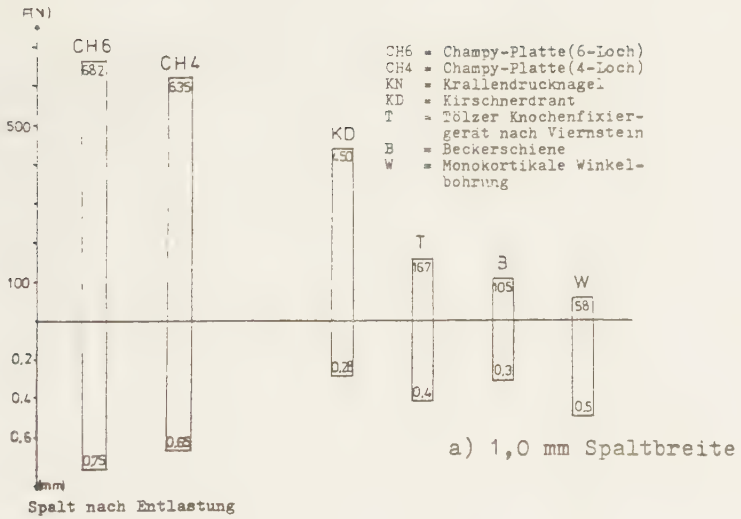


Abb. 46: Zugkraft (N) bei 1,0 mm (a) und 2,0 mm (b) Spaltbreite.
Bleibende Spaltbreite nach Entlastung

ugkraft
(N)

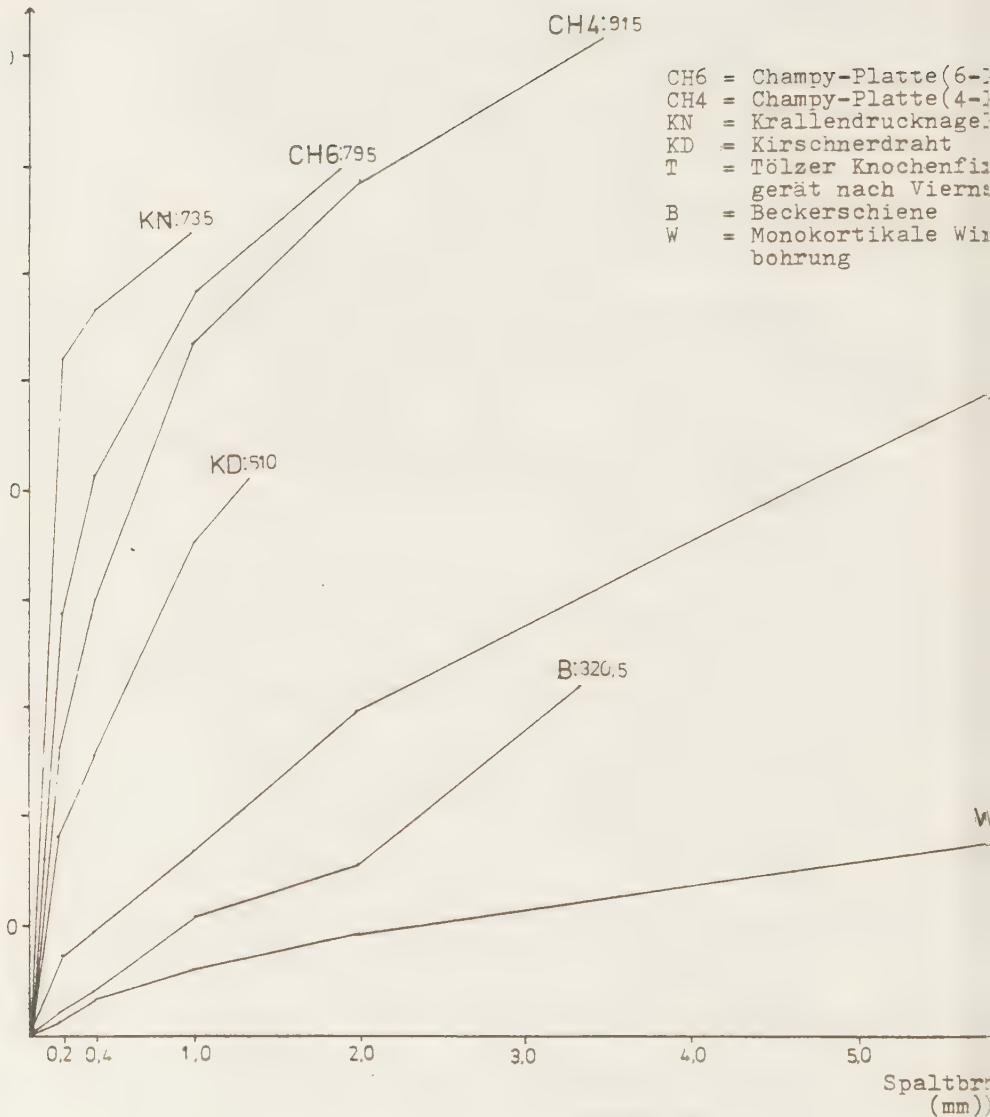


Abb. 47 : Kurvendarstellung des Zusammenhangs zwischen
Zugkraft und Spaltbreite.

d) Messung der Spaltbreite auf der osteosyntheseabgewandten Seite ohne Belastung.

Das Ziel jeder Osteosynthese ist die anatomisch korrekte Reposition der Fragmente. Durch die Verfahrenstechnik bedingt, kommt es jedoch stets zu einer gewissen Spaltbildung. Wir haben diese an dem Kunststoffprüfkörpern vor Lasteinwirkung gemessen, um typische, durch die Osteosynthesetechnik bedingte Deformierungen zu erkennen.

Da in den Versuchen mit glatten genormten Kunststoffprüfkörpern gearbeitet wird und die Osteosynthese unter freier Sicht und optimalen technischen Bedingungen durchgeführt werden kann, sind die Ergebnisse nicht direkt mit solchen, die unter klinischen Bedingungen (unregelmäßiger Frakturverlauf, schlechte Sichtverhältnisse, schmaler Zugang) erreicht werden, zu vergleichen. Die Messungen werden mit einem Präzisionsmaßstab mit Lupenvergrößerung durchgeführt (Meßgenauigkeit: 1/10 mm).

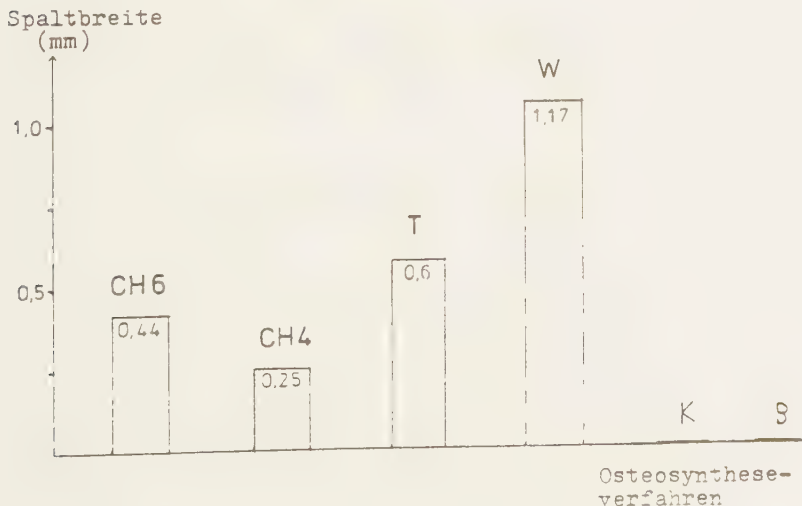


Abb. 48: Graphische Darstellung der Spaltbreite auf der osteosyntheseabgewandten Seite ("lingual") ohne Belastung. Durchschnittswerte aus allen Versuchsreihen (n=12)

Marknagel, Kirschnerdraht und Beckerschiene erzielten stets eine spaltfreie Adaptation der Kunststoffprüfkörper.

Beim Anziehen der Schrauben der Miniplatten und des Tölzer Knochenfixiergerätes kommt es zur Spaltbildung auf der osteosyntheseabgewandten ("lingual") Seite. Im Vergleich der Miniplatten untereinander zeigt die Sechsllochplatte eine größere Aufbiegungstendenz als die Vierlochplatte.

Die große Spaltbreite bei der Winkelbohrtechnik (1,17 mm) ist unter klinischen Bedingungen für die Frakturbehandlung nicht zu akzeptieren.

Zur Reduktion der Spaltbreiten sind daher stets zusätzliche Maßnahmen, z.Bsp. die intermaxilläre Immobilisation, notwendig.

VI. Diskussion

1. Plattenverbindungen

Die Biegeversuche ergeben für die Miniplatten nach Champy ein unterschiedliches Bild. In Versuchen mit "kranio-kaudaler" Belastungsrichtung zeigen die zwei Plattentypen eine gute mechanische Stabilität. Ein Spalt von 1 mm ist bei der Sechsllochplatte nach einer Belastung von 320,3 N zu messen, bei der Vierlochplatte erst bei 415,2 N.

Champy gibt aufgrund seiner biomechanischen Messungen je nach Region der Osteosynthese Zugkräfte (Biegebelastung des Knochens → Zugkraft an Osteosynthese) innerhalb der Platten von 110 N/mm^2 bis max. 530 N/mm^2 an. Während der ersten 15 postoperativen Tage sinken die maximal wirkenden Kräfte auf unter 300 N/mm^2 ab, da der Patient unbewußt seine Kaukräfte reduziert. Vergleicht man die Versuchsergebnisse mit den Kaukraftmessungen von Champy (15), dann kann man ohne weiteres in dem Belastungsfall "kranio-kaudal" von einer Übungsstabilität sprechen, wie dies auch Champy tut. Dies gilt aber nicht für "kaudo-kraniale" Belastungen, bei denen die Miniplatten keine ausreichende Stabilität aufweisen.

Wichtig ist in diesem Zusammenhang, daß Champy aufgrund seiner umfangreichen Untersuchungen eine ideale Osteosyntheselinie angibt, die im Seitenzahngebiet im Bereich der Alveolarfortsatzbasis liegt. Dort wirken die höchsten Distraktionskräfte auf die Fragmente bedingt durch die Hauptzugrichtungen der Kaumuskulatur. Werden die Miniplatten entsprechend diesem Zuggurtungsprinzip verwendet, so ist die Anwendung vergleichbar mit den Messungen im "kranio-kaudalen" Belastungsfall. Sofern die Platten am Unterkieferrand angebracht werden, entspräche dies dem "kaudo-kranialen" Belastungsfall -

dafür besitzen die Miniplatten nach den vorliegenden Untersuchungsergebnissen keine genügende mechanische Festigkeit, um auf eine intermaxilläre Immobilisation nach der Operation verzichten zu können!

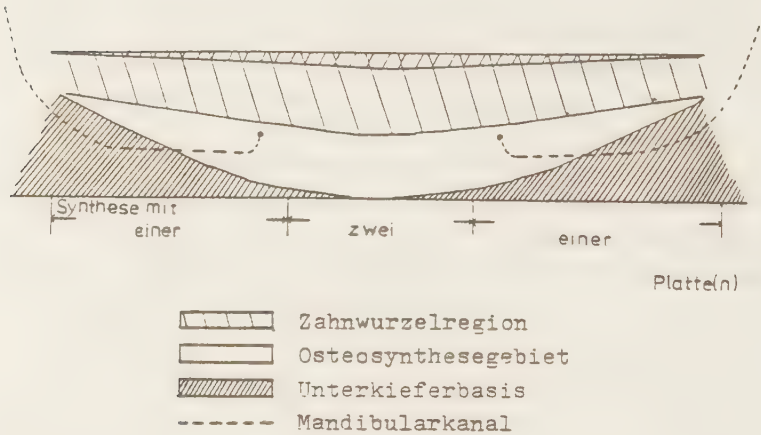


Abb. 49: Schematische Darstellung des idealen Osteosynthesegebietes (nach Champy, 15)

Die Torsionskräfte wirken sich am Unterkiefer im Symphysenbereich am stärksten aus - Champy gibt hier Maximalwerte von 920 N/mm^2 an. Um die nötige Rigidität der Knochenverbindung zu erreichen empfiehlt er die Anbringung von zwei Miniplatten bei medianen und paramedianen Unterkieferbrüchen. Die Messungen am Modell zeigten eindeutig die nicht ausreichende Verwindungsstabilität einer einzelnen Miniplatte. Bei einem Drehmoment von 460 N ergeben sich bereits Winkel von über 40° (Drehachse: Mittellinie der Prüfkörper). Läuft die Drehachse durch die Osteosyntheselinie, ist bereits bei einer Torsionskraft von über 250 N der höchste meßbare Winkel (61°) erreicht.

Die empfohlene Verwendung von zwei Miniplatten im medianen Bereich erscheint daher sehr sinnvoll und notwendig, um die angegebene Übungsstabilität zu erzielen.

Die Vierloch- und die Sechsllochplatte zeigen bei den Torsionsversuchen um die Osteosyntheselinie ein nahezu identisches Verhalten, lediglich bei den Mittellinienversuchen weist die Sechsllochplatte bei höheren Belastungen eine etwas bessere Stabilität auf. Das ähnliche Verhalten im Modellversuch ist zu erklären, wenn man die Schwachstellen der Miniplatten berücksichtigt: Bei allen Versuchen kommt es zum Verbiegen bzw. gar zum Bruch im Bereich des mittleren Plattenverbindungssteges der über die Frakturlinie führt. Eine Lockerung der Schrauben ist nicht oder nur in äußerst geringem Maße zu beobachten. Dies kann man auf die im Vergleich zum Knochen stabilere und homogenere Beschaffenheit der Kunststoffprüfkörper zurückzuführen. In situ am Knochen ist eher zu erwarten, daß die Anzahl der Schrauben einen Einfluß auf die Festigkeit hat, und somit nicht nur der mittlere Verbindungssteg als Schwachstelle auftritt.

Die Unterschiede zwischen Vierloch- und Sechsllochplatte sind bei den Zug- und Biegeversuchen sehr gering. Lediglich in den Bereichen der Höchstkräfte schneidet die Vierlochplatte etwas besser ab als die Sechsllochplatte. Ob dies am Material liegt oder andere Gründe hat, kann nicht eindeutig geklärt werden. Eine mögliche Ursache für dieses Verhalten könnte auch der Umstand sein, daß durch die stärkere Fixation mit sechs Schrauben vor allem die höheren Kräfte hauptsächlich am mittleren Verbindungssteg abgefangen werden müssen, wo hingegen bei der Vierlochplatte auch die beiden äußeren Plattenstege noch geringfügig gedehnt werden können. Dafür spräche auch die größere gemessene Spaltbreite bei der Vierloch- gegenüber der Sechsllochplatte unter gleichen Belastungen, vor allem im oberen Bereich.

Zur Beurteilung des mechanischen Verhaltens der Miniplatten gehört neben der Festigkeit verschiedenen Kraftrichtungen gegenüber auch das Rückstellvermögen der Verbindung nach Entlastung. Diese ist nach den Untersuchungen am Modell sehr gering: Bei einer Breite von 1,0 mm geht der Spalt nach Entlastung um einen viertel Millimeter auf 0,75 mm zurück. Diese Eigenschaft zeigt sich in allen Biege-, Zug- und Torsionsversuchen. Auch nach geringeren Krafteinwirkungen kann man keine vollständige Rückstellung verzeichnen.

Bei der Repositionsgenauigkeit einer Osteosynthese ist neben der bleibenden Deformierung nach Belastung auch die primäre Spaltbildung von Bedeutung, die unmittelbar nach Anlegen des Osteosynthesematerials resultiert. Diese primäre Spaltbildung findet sich stets auf der plattenfernen Seite der Prüfkörper nach dem Anziehen der Schrauben. Wie in Abb. 55 zu sehen ist, ergibt sich ein "lingualer" Spalt von 0,44 mm (Sechslotchplatte) bzw. 0,25 mm (Vierlochplatte) durchschnittlich. Da bei der 4-Lochplatte regelmäßig ein schmalerer Spalt zu beobachten war, ist dies wahrscheinlich auf die geringere Schraubenzahl zurückzuführen. Vermutlich entstehen durch eine geringfügige exzentrische Bohrung der Schraubenlöcher Kompressionseffekte am Bruchspalt, die zum Klaffen führen. Um die Osteosyntheseplatte spannungsfrei anzulegen, erscheinen folgende Hinweise von Bedeutung: Die Schrauben sollten genau zentrisch im Plattenloch sitzen und senkrecht zur Plattenoberfläche stehen. Die bruchspalt-nahen Schrauben sollten zuerst angepaßt werden. Möglicherweise kann eine Hohlbiegung der Platten den Spreizeffekt verhindern. Diesbezügliche Untersuchungen werden zur Zeit mit Hilfe der Nahbereichsphotogrammetrie von Laser und Mitarbeitern durchgeführt. Bei der klinischen Anwendung der Miniplatte fallen derartige Spaltbildungen kaum auf. Wahrscheinlich ist oftmals der Bruchbereich nicht so gut einsehbar, um ein Klaffen zu erkennen. Außerdem wirken verschiedene Kräfte einer Spaltbildung entgegen. Dies sind sowohl die Retentionskräfte bei einer Kieferbruchschiene und intermaxillären Immobilisation als auch rückstellende elastische Kräfte der Weichteile, die den Kiefer umgeben (Muskeln, Bänder). Auch die Verzahnung der Fragmente wird

dabei eine Rolle spielen.

Der Operateur, der bei der Osteosynthese zumeist nur eine Seite des zu versorgenden Knochens sieht, sollte sich über die mechanisch bedingten Eigenheiten der Plattenosteosynthese, die in dieser Hinsicht von der Drahtnahtosteosynthese deutlich abweicht, stets bewußt sein, um eventuelle Ungenauigkeiten bei der Reposition möglichst klein zu halten.

Daß diese "linguale" Spaltbildung vor allem bei medianen Frakturen aber auch im Seitenzahngebiet zu erheblichen Verschiebungen in der Transversalebene im Bereich des Kieferwinkels und des Kiefergelenks führen kann, ist an Leichenversuchen durch Hoffmeister, Lambrecht und Ewers (44) bewiesen worden.

Obwohl Versuche unter physiologischen Bedingungen am Menschen nicht vorliegen, möchte ich kurz auf die klinischen Aspekte dieser Methode eingehen:

Die gute Stabilität der Miniplattenosteosynthese - sofern sie entsprechend der idealen Osteosyntheselinie angepaßt wird ist eine wichtige Voraussetzung für die ungestörte Bruchheilung. Außerdem macht die Übungsstabilität eine langwierige intermaxilläre Immobilisation unnötig; die intraorale Anwendung hinterläßt keine störenden Narben; die Platte ist zierlich (geringere Gefahr von Metallosen); es ist kein kompliziertes Instrumentarium notwendig; die Hospitalisationsdauer und die Zeit der Arbeitsunfähigkeit können verkürzt werden (Champy, 15; Gerlach u.a., 33)

Nachteil einer jeden Plattenosteosynthese ist die Notwendigkeit ihrer Entfernung in einem zweiten Eingriff; beim Bohren der Schraubenlöcher besteht die Gefahr von Zahnwurzelverletzungen; das Problem der genauen Reposition mit den Folgen für die Okklusion ist bereits besprochen worden (Hoffmeister, 44; Spiessl, 96).

Zwischen den Anhängern der Miniplatte und den Gegnern besteht auch Uneinigkeit in der Indikationsstellung: Während die eine Seite die Vorteile der Champy-Platte besonders im bezahnten Kiefer sieht (Champy, 15; Gerlach, 33),

lehnt die andere Seite die Miniplatte gerade dort ab und bevorzugt die konservative Versorgung (Beckers u.a., 7).

2. Intra medulläre Verfahren

Der Krallendrucknagel (Marknagel) wird bereits seit einiger Zeit in etwas veränderter Form in der Extremitätenchirurgie verwendet. Die mit Rücksicht auf die gesichtschirurgischen Verhältnisse modifizierte Form erreicht in den Biege- und Zugversuchen die besten Ergebnisse von allen getesteten Verbindungen. Die besonders gute Stabilität zeigt sich gerade darin, daß erst bei hohen Belastungen ein meßbarer Spalt entsteht. In den Biege- und Zugversuchen kommt es zur ersten Spaltbildung bei Kräften zwischen 200 N und 630 N. Nur die "kaudo-kranialen" Biegeversuche bilden eine Ausnahme (0,2 mm Spalt bei 75 N). Aber selbst unter diesem ungünstigen Lastangriffspunkt erzielt der Krallendrucknagel die besten Ergebnisse von allen Osteosynthesen. So ergibt sich z.B. ein 1,0 mm Spalt erst bei durchschnittlicher Belastung von 160,9 N, im umgekehrten Belastungsfall bei 500 N.

Vergleicht man allerdings die Messungen des "kaudo-kranialen" Belastungsfalls mit dem "kranio-kaudalen" der Miniplatte (Adaptation entsprechend dem Zuggurtungsprinzip), so ist letztere, wenn sie auf der idealen Osteosyntheselinie angebracht wird, dem Nagel überlegen (1,0 mm Spalt bei 300 - 400 N).

Bei den Zugversuchen tritt bei 540 N bzw. 630 N erstmalig ein Spalt auf. Die Spanne bis zur max. Zugbelastung beträgt dann aber nur noch 29,4 N bzw. 196,2 N. Der zuletzt gemessene Spalt beträgt 0,4 mm bzw. 1,4 mm. Bei 882,9 N im ersten Fall und 588,6 N im zweiten geben die Krallen in ihrem Lager nach und der Nagel gleitet aus der Bohrung in den Kunststoffprüfkörper. Wenn die Schwachstellen an den Krallen verbessert werden können, ist noch eine weitaus höhere Stabilität zu erwarten.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Stabilität des Krallendrucknagels vor allem im Bereich der normalen Kaukräfte im Vergleich zu den anderen untersuchten Osteosynthesen sehr hoch ist. Eine Ausnahme bildet nur die Verwindungsstabilität: Bei einer Torsionskraft von etwa 120 N ergibt sich durchschnittlich ein Winkel von 11° (Achse 1 = Mittellinie) bzw. $25,3^{\circ}$ (Achse 2 = Osteosyntheselinie). Bei einem geringeren Drehmoment liegen die Verformungen noch im Bereich der anderen Osteosynthesen. Gegenüber höheren Torsionsbelastungen ist keine mechanische Stabilität vorhanden.

Die Rückstellfähigkeit ist bei den Zug- und "kaudokranialen" Biegeversuchen gut, nimmt aber bei den Torsions- und "kranio-kaudalen" Biegeversuchen ab. Da dies aber erst bei hohen Belastungen zum Tragen kommt, wird das gute Gesamtergebnis, zu dem noch die ideale spaltfreie Ausgangsadaptation hinzukommt, nicht beeinflusst. Wie bei den Miniplatten scheint auch beim Krallendrucknagel eine längere postoperative intermaxilläre Verschnürung entbehrlich zu sein.

Trotz der zu erwartenden hohen mechanischen Stabilität des Krallendrucknagels sind bei der klinischen Anwendung gewisse Probleme vorherzusehen.

Bei der Verwendung am Unterkiefer besteht die Gefahr einer Verletzung des Mandibularkanals (Durchmesser des Nagels: 4 mm). Durch die größere Metallmenge des Nagels könnte eine stärkere Irritation des Gewebes und des Knochens bedingt sein. Die Einbringung erfordert bei klinischer Frakturposition viel Geschick. Außerdem ist ein kompliziertes Instrumentarium notwendig. Nach abgeschlossener Knochenbruchheilung muß der Nagel entfernt werden. Die Indikation sollte sich aus diesen Gründen auf besondere Fälle beschränken, nachdem weitere Untersuchungen den Wert dieser Osteosynthesetechnik erwiesen haben.

Im Vergleich mit dem Krallendrucknagel zeigt der Kirschnerdraht ein schlechteres mechanisches Verhalten, was allerdings aufgrund seiner Form auch zu erwarten ist. Er erzielt aber immer noch bessere Ergebnisse (Ausnahme Torsionsversuche) als die beiden Methoden der pin fixation und Winkelbohrung. Auch bei dieser intramedullären Methode lassen sich die beiden Kunststoffprüfkörper spaltfrei adaptieren.

Bei den "kranio-kaudalen" Belastungsversuchen ergibt sich bis ca. 200 N eine sehr geringe Spaltbildung (0,2 mm Spalt bei 237,1 N).

Ähnliche Ergebnisse sind auch bei den Zugversuchen festzustellen (0,2 mm Spalt bei 179,9 N). Diese grobe Grenze - 200 N - zeigt, ab wann mit einer genügenden Retention bei der axialen Markdrahtung nicht mehr zu rechnen ist. Bei stärkerer Belastung gleitet der Kirschnerdraht langsam durch den Kunststoffprüfkörper.

In den "kaudo-kranialen" Belastungen zeigt der Kirschnerdraht wie alle anderen getesteten Verbindungen stärkere Verlagerungen der Prüfkörper (1,0 mm Spalt bei 46,1 N).

Die von zahlreichen Autoren geäußerte Befürchtung, die Fragmente könnten gegeneinander rotieren, kann aufgrund der Ergebnisse in den Torsionsversuchen nicht eindeutig bestätigt werden.

Während der Kirschnerdraht bei den Torsionsversuchen mit Drehachse in der Osteosyntheselinie keine Stabilität aufweist, ergibt sich bei den Mittellinienversuchen ein gutes Ergebnis, z. T. sogar besser als das bei Krallendrucknagel und Miniplatten.

Zu berücksichtigen sind gerade in diesen Versuchsreihen zwei wichtige Umstände: Im Gegensatz zum Patienten wird in den Prüfkörpern eine Vorbohrung durch-

geführt. Die Friktion zwischen Kunststoff und Kirschnerdraht ist sicher anderer Art als die zwischen Knochen und Draht. Zum anderen ergibt sich bei echten Frakturen eine unregelmäßige Frakturfläche. Aufgrund der reichen Verzahnung ist der Widerstand einer Fraktur gegen Rotation höher als der einer glatten Kunststoffoberfläche. Die Möglichkeiten und Grenzen eines Modells werden gerade hier deutlich. Überträgt man trotzdem die Versuchsergebnisse auf den Menschen - mit allen notwendigen Einschränkungen - so kann man mit Fries (30), der 1969 in Wien die Methode der Markdrahtung beschrieb, übereinstimmen, wenn er von einer ausreichenden mechanischen Stabilität des Kirschnerdrahtes ausgeht. Allerdings empfiehlt auch er die Verwendung von zwei Drähten bei medianen bzw. paramedianen Unterkieferfrakturen zur Verhinderung einer Rotation. Zusätzliche Schienungsmaßnahmen sind nach Fries nicht nötig, wenn in den ersten postoperativen Tagen auf eine funktionelle Belastung des Unterkiefers verzichtet wird.

Nachteilig sind, wie bei allen intramedullären Verfahren, die Gefahren einer Verletzung der Gefäße und Nerven im Mandibularkanal sowie der Zahnwurzelverletzungen. Bei der axialen Markdrahtung ist anscheinend die Entfernung der Drähte wesentlich einfacher als beim Krallendrucknagel und den Miniplatten. Auch die Belastung des Patienten durch einen solchen kurzen Eingriff erscheint nicht so groß wie bei anderen Verfahren. Trotzdem sollte auch bei dieser Osteosynthese die Indikationsstellung streng gefaßt werden, ähnlich der von Fries:

- Unterkieferfrakturen bei Unbezahnten (ohne Collumfrakturen)
- Teilbezahnte ohne eindeutige Okklusion (die exakte Feineinstellung der Okklusion ist nur mittels intermaxillärer Verschnürung möglich
- entsprechend den konservativen Methoden).

3. Externe pin fixation

Sieht man von der monokortikalen Winkelbohrtechnik ab, weist das Tölzer Knochenfixiergerät, basierend auf der Roger-Anderson-Methode (2), die schlechtesten Ergebnisse in den Versuchen auf.

Bereits in der Reposition und Adaptation der Prüfkörper kommt es bei diesem Verfahren zu einer "lingualen" Spaltbildung von durchschnittlich 0,6 mm - und dies unter optimalen Versuchsbedingungen. Die Distraction des Knochens auf der osteosyntheseabgewandten Seite kommt so in einen Bereich, wo selbst unter stabilen Bedingungen eine primäre Knochenheilung kaum möglich erscheint.

Betrachtet man die Ergebnisse bei den Biegeversuchen, bestätigen sich die Zweifel an der Stabilität: 0,2 mm Spalt bereits bei Belastungen unter 5 N; über 65 N (ca. 6 kp) ist der maximal meßbare Spalt (5 mm) erreicht. Im "kaudo-kranialen" Belastungsfall liegen die Meßwerte aller Prüfkörper bei 10 N bereits im Grenzbereich der Prüfapparatur. Sogar die monokortikale Winkelbohrung schneidet bei den Biegeversuchen besser ab.

Geringfügig bessere Werte ergeben die Zugversuche (1,0 mm Spalt bei 166,8 N). Überraschend gut sind die Torsionsversuche ausgefallen. Wenn man davon ausgeht, daß die Biegekräfte die überwiegende Beanspruchung einer Osteosyntheseverbindung an der Mandibula darstellen, kann man das Tölzer Knochenfixiergerät weder als belastungs- noch als übungsstabil bezeichnen. Eine zusätzliche Immobilisation ist unbedingt notwendig.

Die Instabilität des Tölzer Knochenfixiergerätes hat mehrere Ursachen: Eine scheint in der Verwendung von

nur einer Schraube je Fragment zu liegen. Bei allen anderen Methoden der pin fixation werden mindestens zwei Schrauben je Fragment eingedreht.

Der lange Hebelarm zwischen Verblockung am Quersteg und dem Unterkiefermodell wirkt sich negativ aus.

Dazu kommt, daß sich die Schrauben leicht verbiegen. Hier sind Verbesserungen von der materialtechnischen Seite notwendig. Ein weiterer Nachteil ist die komplizierte Handhabung der Kompressionszange bei der Adaptation.

Wie bei anderen Verfahren der extramedullären Osteosynthese sind bei der Anwendung am Menschen Resorptionsvorgänge um die Schrauben und Infektionen zu erwarten. Auch eine nachträgliche Verschiebung der bereits adaptierten Fragmente ist aufgrund der einseitigen externen Fixierung möglich. Nach Entfernen der Apparatur kommt es oft zu störenden Einziehungen infolge Narbenbildung im Bereich der Schrauben.

Demgegenüber weist die modifizierte Osteosynthese nach Becker in allen Versuchsreihen (Ausnahme: Zugversuche) ein besseres Stabilitätsverhalten auf. Mit einem Spalt von 1,0 mm bei durchschnittlich 22,2 N "kaudo-kranialer" Belastung gehört diese Form der extraoralen Knochen-nagelung zu den wenigen Verfahren, die bei dieser Belastungsrichtung eine, wenn auch nur geringe mechanische Stabilität erbringt.

Als weiterer Vorteil ist die spaltfreie Adaptation der Prüfkörper zu nennen.

Die bessere Stabilität im Vergleich mit dem Tölzer Verfahren ist hauptsächlich auf die Verwendung von zwei Schrauben je Prüfkörper zurückzuführen. Als Schwachstelle erweist sich hier immer der Plexiglasverbindungssteg, der immer an der bruchspaltnahen Schraube bricht. Ein größerer Durchmesser (im Versuch 15 mm) würde sicher die maximalen Belastungswerte erhöhen.

Wichtig für die Frakturbehandlung ist die mechanische Stabilität bei Kräften unter 300 N. In diesem Bereich läßt sich für die Beckerschiene wie für das Tölzer Verfahren keine Funktions- und Übungsstabilität nachweisen. Das relativ gute Abschneiden bei den Verwindungsversuchen darf nicht überbewertet werden. Allen funktionell möglichen Kraftrichtungen sollte die Osteosynthese genügend Widerstand entgegenbringen. Das ist bei beiden Methoden der pin fixation nicht der Fall, so daß m. E. eine zusätzliche Immobilisation unerlässlich ist. Der entscheidende Vorteil einer "stabilen" Osteosynthese - die freie Unterkieferbeweglichkeit und -teilbelastbar in der Heilphase - ist somit bei der modifizierten Beckerschiene nicht gegeben.

Interessant ist ein Vergleich der Meßergebnisse mit den Biegeversuchen, die Luhr (57) an der originalen Osteosyntheseschiene nach Becker durchgeführt hat.

Im "kranio-kaudalen" Versuch erweist sich das modifizierte Verfahren mit Plexiglasverbindung als wesentlich stabiler (um das Zweieinhalbfache). Unter "kaudo-kranialer" Beanspruchung erweist sich die originale Methode mit einer Überbrückung aus Autopolymerisat als besser (Tabelle 27).

Unter den von Luhr getesteten Verfahren ist die Beckerschiene die einzige Methode, die bei "kaudo-kranialer" Belastungsrichtung z. T. bessere Ergebnisse bringt als in umgekehrter Richtung. Eine Erklärung hierfür hat Luhr nicht gegeben, er weist lediglich auf die erhebliche Streuung der Werte hin.

In den von mir getesteten Verfahren ergibt sich erwartungsgemäß in allen Versuchsreihen ein schlechteres mechanisches Verhalten im "kaudo-kranialen Belastungsfall. In den drei Versuchsreihen ist dabei die Streuung der Werte relativ gering.

Spalt- breite mm	Belastungsfall "kranio-kaudal"		Belastungsfall "kaudo-kranial"	
	Luhr N	eigene N	Luhr N	eigene N
0,2	11,8	14,7	21,6	-
0,4	16,7	29,4	31,4	10,1
1,0	30,4	31,8	57,9	22,2
2,0	57,9	160,6	103	41,4

Tabelle 27: Vergleich der Meßwerte von Luhr (57) - originale Beckerschiene - mit den eigenen Werten bei der modifizierten Osteosynthese nach Becker.

4. Die Winkelbohrung

Die monokortikale Drahtosteosynthese weist erwartungsgemäß eine geringere mechanische Stabilität auf. Vor allem im unteren Lastbereich sind die Ergebnisse unbefriedigend. Keine Stabilität ergibt sich bei den Torsionsversuchen und den "kaudo-kranialen" Biegeversuchen.

Zur alleinigen Drahtnahtosteosynthese einer Fraktur ohne zusätzliche Stabilisierung eignet sich dieses Verfahren am Unterkiefer nicht. In anderen Fällen, in denen eine besondere mechanische Stabilität nicht nötig ist, kann dieses Verfahren verwendet werden. Daß die Tiefe der Winkelbohrung (3 - 4 mm) im Knochen ausreichend ist, zeigen Versuche an der Leichenmandibula (Tabelle 28).

Die von uns festgestellte Festigkeit der Knochenbrücke läßt die monokortikale Drahtnahtosteosynthese mittels

Winkelbohrtechnik für die Fixation von Weichteilen und Allenthesen am Knochen geeignet erscheinen. Eine Drahtosteosynthese ist bei strenger Indikationsstellung denkbar.

Ein Vorteil ist die geringe Belastung des Körpers durch Fremdmaterial und der schonende Eingriff, bei dem im Gegensatz zur sonst üblichen Drahtnaht lediglich eine Knochenoberfläche freigelegt werden muß. Die Ernährungssituation ist daher im Knochen besser.

Zugrichtung	Versuch			Mittelwert
	1 N	2 N	3 N	$\bar{x}$ N
	66,7	73,6	101,0	80,4
	188,4	215,8	142,2	184,5

Zugfestigkeit der Drahtligatur ($\varnothing$ 0,5 mm): 196,2 N

Tabelle 28: Belastbarkeit der Winkelbohrung in der Kortikalis auf Zug (Leichenmandibula).

VII. Schlußbetrachtung

Der Behandler einer Unterkieferfraktur kann heutzutage aus einer Vielzahl von Osteosyntheseverfahren auswählen. Diese Alternativen zeigen die Meinungsunterschiede über die Art und Weise der bestmöglichen Frakturbehandlungsmethode, bei der immer noch einige ungelöste Probleme, vor allem im zahnlosen und im teilbezahnten Kiefer, vorhanden sind.

Grundsätzlich besteht wohl darüber Einigkeit, daß es keine absolut stabile Osteosynthese gibt, auch nicht bei den verschiedenen Plattenosteosynthesen. Die Ergebnisse bei den Biege-, Zug- und Torsionsversuchen zeigen dies ganz deutlich.

Viele der rein operativen Verfahren gewährleisten keine exakte anatomische Reposition und Stabilität der Fragmente und erfordern folglich zusätzliche ruhigstellende Maßnahmen: Schienung und Immobilisation. Ein Adaptieren der Fragmente im mikroskopischen Bereich ist aufgrund des unregelmäßigen Bruchverlaufs ohnehin nicht zu erreichen.

Diese Umstände erklären warum operative Methoden im bezahnten Kiefer umstritten sind. Gegner bezweifeln die Möglichkeit der Wiedereinstellung der regelrechten Okklusion bei den Verfahren, die ohne zusätzliche Ruhigstellung durchgeführt werden sollen (Hoffmeister, 44). Das Ziel der operativen Knochenbruchbehandlung ist die primäre Knochenheilung und die anatomisch korrekte Reposition. Daß dieses Problem besonders bei der Plattenosteosynthese im Vordergrund steht, zeigen die Untersuchungen von Niederdellmann (64, 65), Champy (14, 15), Spiessl (96) u.a., die alle das Zuggurtungsprinzip ihren Operationsverfahren zugrundelegen und somit gezielt auf das biomechanische Verhalten der Mandibula eingehen. Unter Berücksichtigung des Prinzips der achsialen Kompression ist dieser Weg der operativen Unterkieferfrakturversorgung sicher vom biomechanischen Standpunkt richtig.

Trotz der Erfolge der operativen Kieferbruchbehandlung sollte die Indikation nicht zu weit gefaßt werden. Nicht alles, was technisch möglich ist, muß immer angewendet werden. Noch immer stellen die konservativen Verfahren eine unverzichtbare Grundlage jeder Kieferbruchtherapie im Gesichtsbereich dar. Erst wenn das konservative Vorgehen mit Schienen und intermaxillärer Verschnürung nicht anzuwenden ist (z.B. Polytrauma, Asthma, Teilbezahnte und Zahnlose, Epileptiker, Teilresektionen) kommt eine operative Behandlung in Frage.

VIII. Zusammenfassung

Bei der Behandlung von Unterkieferbrüchen stellen die verschiedenen Osteosyntheseverfahren eine wichtige Therapiemöglichkeit dar. In der vorliegenden Arbeit wird das Stabilitätsverhalten verschiedener Osteosyntheseverbindungen bei unterschiedlicher Belastung in vitro geprüft.

Sieben Osteosynthesemethoden

- Miniplatte nach Champy (Vierloch- und Sechsllochplatte)
- Krallendrucknagel
- Kirschnerdraht
- Tölzer Knochenfixiergerät nach Viernstein
- perkutane Osteosynthese nach Becker (modifiziert)
- monokortikale Drahtnahtosteosynthese mittels Winkelbohrtechnik

werden in mehreren Versuchsreihen an Kunststoffprüfkörpern, die bereits von Luhr (57), Niederdellmann (65) und Schwenzer (90) für ihre umfangreichen Untersuchungen benutzt wurden, untersucht.

Unter Berücksichtigung der Biomechanik des Unterkiefers (Zugbeanspruchung alveolär - Druckbelastung Unterkieferrand - Verwindung, Marx, 1966; 59) umfaßt die experimentelle Arbeit Biegeversuche in zwei Richtungen (Belastung: osteosynthesefern - osteosynthesenah), Torsionsversuche mit zwei Drehachsen (Mittellinie der Prüfkörper - Osteosyntheselinie) und Zugversuche.

Die Ergebnisse am Modell zeigen, daß nicht alle Osteosynthesen den mechanischen Anforderungen einer funktionellen Belastung gerecht werden:

die Methoden der pin fixation (Tölzer Verfahren und Beckerschiene) und die Winkelbohrtechnik erfüllen die Bedingungen an eine funktionsstabile Osteosynthese nicht, der Kirschnerdraht nur beschränkt (geringe Verwindungsstabilität). Der Krallendrucknagel zeigt die besten Werte; in der klinischen Anwendung sind jedoch nicht alle Probleme geklärt.

109

Die Miniplatten nach Champy können als übungsstabil bezeichnet werden, wenn sie, wie von Champy (14, 15) empfohlen, an der idealen Osteosyntheselinie angebracht werden.

Noch nicht gelöst ist das Okklusionsproblem im bezahnten Kiefer bei fehlender postoperativer intermaxillärer Verschnürung (Hoffmeister, 44).

LITERATURVERZEICHNIS

1. ALLGÖWER, M.,
KÜNZEL, L.,
MATTER, P.,
PERREN, S. M.,
RUEDI, T.,
Die Dynamische Kompressionsplatte DCP.
Springer Verlag Berlin - Heidelberg -
New York 1973.
2. ANDERSON, R.,
An ambulatory method of treating
fractures of the shaft of the femur.
Surg., Gyn., Obstet. 62 (1936), 865.
3. ANDRUSCH, L.,
Die Indikation und Anwendung der
Knochendrahtnaht und der Draht-
umschlingung bei Frakturen im Kiefer-
Gesichtsbereich.
Med. Diss. Rostock (1959).
4. BAGBY, G. W.,
The effect of compression on the rate
of fracture healing using a special
plate.
Am. J. Surg. 95 (1958), 761.
5. BECKER, E.,
Ein Instrumentarium zur extracutanen
Osteosynthese bei Unterkieferfrakturen
unter Verwendung plastischer Kunststoffe.
Chirurg 2 (1958), 63.
6. BECKERS, H.,
Vergleichende Untersuchungen zwischen
Drahtosteosynthese und Miniplatten-
osteosynthese bei Mittelgesichtsfrak-
turen.
Dtsch. Z. Mund-Kiefer-Gesichts-Chir. 3
(1979), 214.
7. BECKERS, H.-L.,
FREITAG, V.,
BEYER, M.,
Bruchheilung von Unterkieferfrakturen
nach funktionsstabiler DCP-Platten-
osteosynthese und übungsstabiler Mini-
plattenosteosynthese.
TB Lübeck (1982).

8. BERTHOLD, H., Erfahrungen und Behandlungsergebnisse
mit der Drahtosteosynthese bei
Gesichtsschädelfrakturen.
Zahn-, Mund- und Kieferheilk. 62
(1974), 712.

9. BIER, J., Untersuchungen über Einfach-, Doppel-
HARDER, R., und Mehrfachfrakturen des Unterkiefers.
DZZ 38 (1983), 308.

10. BRONS, R., Fractures of the mandibular body
BOERING, G., treated by stable internal fixation:
a preliminary report.
J. Oral Surgery 28 (1970), 407.

11. BROSCHE, F., Über die Zulässigkeit der Verwendung
von Drahtnähten bei der Knochentrans-
plantation.
DZZ 3 (1948), 592.

12. BROWN, J. B., Internal wire fixation for fractures
McDOWELL, F. M., of jaw. Preliminary report.
Surg., Gyn., Obstet. 74 (1942), 227.

13. BRÜGGEMANN, H., Ergebnisse bei der Verbundosteosynthese
MUHR, G., in Experiment und Klinik.
Zbl. Chir. 106 (1981), 649.

14. CHAMPY, M., Die Behandlung der Mandibularfrakturen
WILK, A., mittels Osteosynthese ohne intermaxil-
SCHNEBELEN, J. M., läre Ruhigstellung nach der Technik
von F. X. Michelet.
Zahn-, Mund- und Kieferheilk. 63
(1975), 339.

15. CHAMPY, M., Biochemische Grundlagen der Straß-
burger Miniplattenosteosynthese.
DZZ 38 (1983) 358.
16. CLARK, H. B., A Study of the Comparative Effects
HAYES, P. A., of "Rigid" and "Semirigid" Fixation
on the Healing of Fractures of the
Mandible in Dogs.
The Journal of Bone and Joint Surgery
45 - A (1963), 731.
- CLAUDI, B., Ergebnisse bei konservativer und
SPIESSL, B., operativer Behandlung von Unterkiefer-
frakturen (ohne Kollumfrakturen).
Fortschr. der Kiefer- und Gesichts-
chir. Bd. XIX (1975), 73.
- CONVERSE, J. M., External skeletal fixation in frac-
WAKNITZ, F. M., tures of the mandibular angle.
J. Bone Joint Surg. 24 (1942), 154.
- DANIS, R., Théorie et pratique de l'ostéo-
synthèse.
Masson, Paris (1949).
- DIECKMANN, J., Experimentelle und klinische Unter-
suchungen zum Stabilitätsproblem bei
der Drahtnaht am Gesichtsskelett.
Med. Diss. Würzburg (1970).
- DIELERT, E., Die Gewebebelastung durch Korrosions-
produkte bei Implantaten.
Med. Habil. München (1981).

22. DIELERT, E., Praxis der Frakturversorgung heute.
Der Freie Zahnarzt 5 (1982), 86.
23. DIETRICH, K., Indikationen bei Verwendung der Draht-
naht in der Kieferbruchbehandlung.
DZZ 6 (1951), 414.
24. DROEGE, F., Kieferbruchbehandlung mittels Knochen-
naht?
DZZ 5 (1950), 712.
25. DÜKER, J., Beckentransplantat im Unterkiefer
HÄRLE, F., unter belastungsstabilen Verhältnissen
NIEDERDELLMANN, H., im Tierexperiment.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichts-
chir. Bd. XX (1976), 21.
26. EHGARTNER, K., Die Oberschenkelmarknagelung mit zu-
sätzlicher Cerclage - ein Weg zur
Versorgung von Oberschenkelbrüchen.
Act. Chir. 16 (1981), 115.
27. ESSER, W., Die Knochennaht bei Frakturen des Unter-
kiefers.
Zahnärztl. Rundschau 28 (1929), 1162.
28. EWERS, R., Persönliche Mitteilung 17.2.1984.
29. FRIEDENBERG, Z. B., The effects of known compression
FRENCH, G., forces on fracture healing.
Surg., Gyn., Obstet. 94 (1952), 743.

30. FRIES, R., Markdrahtung bei Unterkieferfrakturen.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XI (1966), 225.
31. GABKA, J., Kieferbrüche
HARNISCH, H., Buch- und Zeitschriften-Verlag
MEYER, H., "Die Quintessenz"
Berlin, Chicago, Rio de Janeiro und Tokio (1975)
32. GANZ, R., Mechanische Induktion der Knochenresorption.
PERREN, S. M., Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 45.
RÜTER, A.,
33. GERLACH, K. L., Die Ergebnisse der Miniplattenosteosynthese bei 1000 Unterkieferfrakturen aus der Kölner und Straßburger Klinik.
KHOURI, M., DZZ 38 (1983), 363.
PAPE, H. D.,
CHAMPY, M.,
34. GERSTNER, Ch., Percutane Bohrdrahtosteosynthese bei der suprakondylären Humerusfraktur beim Kind.
HARTMANN, C., Zbl. Chir. 106 (1981), 603.
JASCHKE, W.,
HOPF, G.,
HIEMER, W.,
35. GINESTET, G., Le traitement des fractures du maxillaire inférieur par fixatur externe.
RMSO 68 (1958), 226.
36. GÖTTE, H., Die Verwendung der perimandibulären Drahtumschlingung in der Kieferbruchbehandlung.
DZZ 12 (1957), 1050.

37. GRASSER, H.-H., Osteosyntheseverfahren im Kieferbereich.
ZWR 7 (1973), 339.
38. GRASSER, H.-H., Die Behandlung von Kieferfrakturen mit Kunststoff und Fremdknochen.
Carl Hanser Verlag München (1970).
39. HANSMANN, Zitiert nach NIEDERDELMANN.
40. HÄRLE, F., Miniplattenosteosynthese am Jochbein.
DÜKER, J., DZZ 31 (1976), 97.
41. HARNISCH, H., Die Behandlung von Unterkieferfrakturen durch extraorale Knochen-
nagelung.
ZWR 59 (1958), 419.
42. HEISS, J., Stabile Osteosynthese mit Platten.
GRASSER, H.-H., DZZ 23 (1968), 1085.
43. HEISS, J., Klinik der Plattenosteosynthese.
GRASSER, H.-H., Dtsch. Stomat. 20 (1970), 161.
44. HOFFMEISTER, B., Die dritte Dimension der Unterkiefer-
LAMBRECHT, J. Th., osteosynthese.
EWERS, R., DZZ 38 (1983), 38.
45. IPSEN, J., Eine Behandlung von Kieferbrüchen.
Zbl. Chir. 60 (1933), 840.
46. KAESSMANN, H.-J., Stabile Osteosynthese durch den
Kompressionsnagel.
Chirurg 37 (1966), 272.

47. KEARNEY-RODGERS, Zitiert nach L. ANDRUSCH.
48. KEY, J. A., Zitiert nach NIEDERDELLMANN.
49. KINLOCH, R. A., Zitiert nach RENNER.
50. KÖNIG, F., Über die Berechtigung frühzeitiger blutiger
Eingriffe bei subcutanen Knochenbrüchen.
Arch. klin. Chir. 76 (1905), 23.
51. KÜNTSCHER, G., Primäre Knochenheilung.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 308
(1976), 452.
2. KRÜGER, E., Indikation und Technik der operativen
Kieferbruchbehandlung.
DZZ 19 (1964), 1057.
3. KRÜGER, E., Lehrbuch der chirurgischen Zahn-,
Mund- und Kieferheilkunde.
Buch- und Zeitschriften-Verlag
"Die Quintessenz" (1979)
Berlin, Chicago, Rio de Janeiro
und Tokio, Bd. 2.
54. LAMBOTTE, A., Chirurgie opératoire des fractures.
Masson, Paris (1913).
55. LINNIK,
KABAT, Osteosynthza zlamany zuchwy ówickien
kostnym. (Die Osteosynthese der
Unterkieferfrakturen mit Knochen-
stiften.)
Czas stomatol. 30, H 11, Warschau
(1977), 955.
56. LUHR, H.-G., Zur stabilen Osteosynthese bei
Unterkieferfrakturen.
DZZ 23 (1968), 754.

57. LUHR, H.-G., Die Kompressionsosteosynthese bei Unterkieferfrakturen. Med. Habil. Hamburg (1969).
58. LUHR, H.-G.,
MAERKER, R.,
BUSCH, W.,
MOHAUPT, K., Histologische Untersuchungen zur Frage der primären Knochenheilung nach Kompressionsosteosynthese. Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 13.
59. MARX, H., Die funktionsbedingten elastischen Deformierungen der menschlichen Mandibula. Med. Habil. Mainz (1966).
60. MAYER, D., Die "Pin Fixation" in der Kieferbruchbehandlung. DZZ 17 (1962), 1181.
61. MONTANT, R.,
HELD, A., Hmi-maxillectomie subtotale pour amloblastome. Greffe osseuse fixée par broches de Kirschner. RMSO 73 (1963), 335.
62. MIYOSHI, T.,
KATAOKA, Y.,
KASHIWAMURA, S.,
NARIYUKI, I., Anwendung des Kirschner-Stahldrahtes bei Kiefer-, insbesondere Unterkieferfrakturen. DZZ 14 (1959), 1076.
63. NEUNER, O., Die Drahtosteosynthese im Unterkiefer als bewährte Methode zur funktionellen Kieferbruchbehandlung. RMSO 81 (1971), 328.
64. NIEDERDELMANN, H., Funktionsstabile Osteosynthese im Unterkiefer. SCHILLI, W. G., DZZ 27 (1972), 138.

65. NIEDERDELLMANN, H., Experimentelle Untersuchungen und klinische Beispiele zur Druckplattenosteosynthese am Unterkiefer. Med. Habil. Freiburg i.Br. (1974).
66. OERTEL, W., Zur Beurteilung der äußeren Knochen-nagelung bei Unterkieferfrakturen. DZZ 12 (1957), 798.
7. PERREN, S. M., Mechanik und Biologie der Frakturheilung. RAHN, B., Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. CORDEY, J., Bd. XIX (1975), 33.
- PREIN, J., Frakturheilung am Unterkiefer nach SPIESSL, B., operativer Versorgung. RAHN, B., Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 17.
9. PREIN, J., Ergebnisse der Nachuntersuchung bei ESCHMANN, A., 81 Patienten mit funktionsstabiler SPIESSL, B., Unterkieferosteosynthese. Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 304.
0. RANDZIO, J., Das Tölzer Drahtschloß - ein neuartiges Verbindungselement für die Drahtosteosynthese. DZZ 38 (1983), 407.
1. RANDZIO, J., Die monokortikale Drahtnahtosteosynthese mit Hilfe der Winkelbohrtechnik. Dtsch. Z. Mund-Kiefer-Gesichts-Chir. 7 (1983), 311.
2. RAHN, B., Zur Biomechanik der Osteosynthese an CORDEY, J., der Mandibula. PREIN, J., Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 37. RUSSENBERGER, M.,

73. RAHN, B., Knochenheilung unter Osteosynthesebedingungen.
DZZ 38 (1983), 294.
74. REICHENBACH, E., Leitfaden der Kieferbruchbehandlung.
Barth, Leipzig (1948).
75. REICHENBACH, E., Zur Frage der operativen Knochenbruchbehandlung im Bereich des Gesichtsschädels.
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferhk. 17 (1953), 376.
76. RENNER, H., Zum Problem der Metallschädigung bei der Osteosynthese des Gesichtsskeletts mit Stahldraht.
Med. Diss. Würzburg (1969).
77. REUTHER, J. F., Druckplattenosteosynthese und freie Knochentransplantation zur Unterkieferrekonstruktion. Experimentelle und klinische Untersuchungen.
Med. Habil. Mainz (1969).
78. SCHARF, F., Ergebnisbericht über die Versorgung von
REUTER, E., Unterkieferfrakturen mit Osteosynthesplatten.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 82.
79. SCHARGUS, G., Experimentelle Untersuchungen über die
SCHRÖDER, F., Einteilung von Rippentransplantaten in
SONNTAG, G., Abhängigkeit von der Fixation.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XX (1976), 24.
80. SCHENK, K., Histologie der primären Knochenheilung.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 8.

81. SCHILLI, W.,
Indikation und Technik der stabilen Osteosynthese im Unterkiefer.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 79.
82. SCHILLI, W.,
HÄRLE, F.,
Die funktionsstabile Osteosynthese - ein Problem des operativen Zugangs.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XX (1976), 300.
83. SCHLEGEL, D.,
Freier Knochenersatz im Kieferbereich unter besonderer Berücksichtigung der Fremdimplantate.
Carl Hanser Verlag München (1965).
84. SCHMOKER, R.,
SPIESSL, B.,
Excentrisch-dynamische Kompressionsplatte. Experimentelle Untersuchung als Beitrag zur funktionsstabilen Osteosynthese bei Unterkieferfrakturen.
RMSO 83 (1973), 1496.
85. SCHMOKER, R.,
SPIESSL, B.,
TSCHOPP, H. M.,
PREIN, J.,
JAQUES, W.-A.,
Die funktionsstabile Osteosynthese am Unterkiefer mittels excentrisch-dynamischer Kompressionsplatte (EDCP). Ergebnisse einer Nachuntersuchung der ersten 25 Fälle.
RMSO 86 (1976), 167.
86. SCHÖNBERGER, A.,
Behandlung der Zähne im Bruchspalt.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. II (1956), 108.

87. SCHROLL, K., Experimentelle Untersuchungen und klinische Erfahrungen mit der Plattenosteosynthese von enoral bei Frakturen des zahnlosen Unterkiefers. ZWR 83 (1974), 650.
88. SCHÜLE, H., Schienung von Unterkieferfrakturen mittels extraoraler Verschraubung. DZZ 12 (1957), 933.
89. SCHWENZER, N., Das mechanische und biologische Verhalten der Drahtnaht bei der Osteosynthese. DZZ 21 (1966), 1266.
90. SCHWENZER, N., Zur Osteosynthese bei Frakturen des Gesichtsskelets. Georg Thieme Verlag Stuttgart (1967).
91. SCHWENZER, N.,
DIECKMANN, J., Tierexperimentelle Untersuchungen zum Stabilitätsproblem bei der Drahtnaht am Gesichtsskelett. Stoma 24 (1971), 153.
92. SCHWENZER, N.,
RENNER, H., Experimentelle Untersuchungen zum Problem der Metallschädigung bei der Drahtosteosynthese am Gesichtsskelett. Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferhk. 58 (1972), H 5/6, 145.
93. SHERMAN, W. O., Vanadium steel bone plates and screws. Surg., Gyn., Obstet. 14 (1912), 629.

94. SPIESSL, B., Indikation und Technik der operativen Kieferbruchbehandlung.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XI (1966), 129.
95. SPIESSL, B., Die stabile Osteosynthese bei Frakturen des unbezahnten Unterkiefers.
SCHARGUS, G., RMSO 81 (1971), 39.
SCHROLL, K.,
96. SPIESSL, B., Das Okklusionsproblem bei der funktionsstabilen Osteosynthese des bezahnten Unterkiefers.
SCHARGUS, G., Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferhk. 57 (1971), H 9/10, 293.
97. SPIESSL, B., Spezielle Fraktur- und Luxationslehre.
Bd. 1, herausgegeben von H. Nigst, Georg Thieme Verlag Stuttgart (1972).
98. SPIESSL, B., Funktionsstabile Osteosynthese bei Unterkieferfrakturen - Problematik und Technik.
Fortschr. der Kiefer- und Gesichtschir. Bd. XIX (1975), 68.
99. STEINHILBER, W., Die operative Behandlung von Mittelfacesfrakturen. Metallurgische, tierexperimentelle und klinische Untersuchungen.
Med. Habil., Tübingen
Buch- und Zeitschriften-Verlag
"Die Quintessenz" Berlin (1976).

100. STELLMACH, R., Der gegenwärtige Stand bei der freien Ersatzplastik des Unterkiefers.
ZWR 86 (1977), H 22, 1138.
101. THOMAS, H., Zitiert nach RENNER.
102. ULLIK, R., Die Indikation für die Nagelung von Kieferbrüchen nach Roger Anderson.
Zbl. Chir. 78 (1953), 1012.
103. WACKERBAUER, R., Zur operativen Behandlung von Kiefergelenkköpfchenfrakturen. Untersuchung am Krankengut von 1948 - 1960.
Med. Dis. München (1962).
104. WASSMUND, M., Frakturen und Luxationen des Gesichtsschädels.
Hermann Meusser Berlin (1927).
105. WILLENEGGER, H., Methodik und vorläufige Ergebnisse experimenteller Untersuchungen über die Heilvorgänge bei stabiler Osteosynthese an Schaftfrakturen.
SCHENK, R.,
STRAUMANN, F.,
MÜLLER, M.,
ALLGÖWER, M.,
KRÜGER, H.,
Langenbecks Arch. klin. Chir. 301 (1962), 846.

Lebenslauf

Am 16. März 1958 wurde ich als Sohn des Schneiders Helmut Markert und seiner Frau Gertrud, geb. Breunig, in Aschaffenburg geboren.

Nach fünfjähriger Volksschulzeit in Mainaschaff und Aschaffenburg besuchte ich zwischen 1969 und 1978 das Maria-Theresia-Gymnasium in München.

Das Zeugnis der allgemeinen Hochschulreife erhielt ich am 29. Juni 1978.

Das Studium der Zahnheilkunde erfolgt zwischen 1979 und 1984 an der Ludwig-Maximilians-Universität, München.

Die naturwissenschaftliche Vorprüfung legte ich im Frühjahr 1980 ab, die zahnärztliche Vorprüfung im September/Oktober 1981 (26.10.1981) und das Staatsexamen im Sommersemester 1984.

Tag der Approbation: 2. August 1984

Zur Zeit leiste ich als Assistenz Zahnarzt meinen Restgrundwehrdienst bei der Bundeswehr ab.

Schul *Chur*

Herrn Professor Dr. Dr. D. Schlegel danke ich für die Überlassung des Themas und seine liebenswerte Unterstützung.

Herrn Dr. Dr. J. Randzio danke ich für die fachliche Betreuung und seine wertvollen Hinweise.

